

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DİREKT KOMPOZİT İNLEY, İNDİREKT PORSELEN İNLEY VE  
CAD/CAM SİSTEMİ İLE RESTORE EDİLEN DİŞLERİN KENAR  
SIZINTISI YÖNÜNDEN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Damla İBRAHİMOV**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Ertuğrul ERCAN**

**2015 – KIRIKKALE**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DİREKT KOMPOZİT İNLEY, İNDİREKT PORSELEN İNLEY VE  
CAD/CAM SİSTEMİ İLE RESTORE EDİLEN DİŞLERİN KENAR  
SIZINTISI YÖNÜNDEN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Damla İBRAHİMOV**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Ertuğrul ERCAN**

**Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi**

**Tarafından Desteklenmiştir.**

**Proje No: 2013/03**

**2015 – KIRIKKALE**

Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Restoratif Diş Tedavisi Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 10 / 02 / 2015

İmza

Prof. Dr. Abdulkadir ŞENGÜN

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

İmza

Doç. Dr. Ertuğrul ERCAN

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği  
Fakültesi

Danışman

İmza

Prof. Dr. Ç. Türksel DÜLGERGİL

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği  
Fakültesi

Üye

İmza

Prof. Dr. Ali ERDEMİR

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği  
Fakültesi

Üye

İmza

Doç. Dr. Yahya Orçun ZORBA

Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği  
Fakültesi

Üye

## İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
İçindekiler	III
Önsöz	VI
Simgeler ve Kısaltmalar	VII
Şekiller	VIII
Çizelgeler	IX
ÖZET	1
SUMMARY	2
1 GİRİŞ .....	3
1.1 Genel Bilgiler .....	3
1.2 Kompozit Rezinler .....	4
1.2.1 Kompozit Rezin İnleyleyler .....	8
1.2.1.1 Kompozit Rezin İnleyleylerin Endikasyonları .....	11
1.2.1.2 Kompozit Rezin İnleyleylerin Kontrendikasyonları .....	12
1.3 Seramikler .....	13
1.3.1 Cam Seramikler .....	14
1.3.1.1 Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler .....	15
1.3.1.1.1 Lityum Disilikat Cam Seramikler .....	15
1.3.1.1.2 IPS Empress 2 .....	16
1.3.1.1.3 IPS e.max Press .....	17
1.3.1.1.4 IPS e.max CAD .....	19
1.3.2 Cam İnfiltrate Edilmiş Seramikler .....	20
1.3.2.1 In-Ceram Alumina .....	20
1.3.2.2 In-Ceram Spinell .....	20
1.3.2.3 In-Ceram Zirconia .....	20
1.3.3 Polikristalin Seramikler .....	21
1.3.4 Seramik İnleyleyler .....	21
1.3.4.1 Seramik İnleyleylerin Endikasyonları .....	22
1.3.4.2 Seramik İnleyleylerin Kontrendikasyonları .....	22
1.4 CAD/CAM sistemleri .....	23
1.5 Mikrosızıntı .....	25

1.6	Termal Siklus İşlemi .....	28
1.7	Amaç .....	29
1.8	Hipotez .....	29
2	GEREÇ VE YÖNTEM.....	30
2.1	Verilerin İşlenmesi ve Değerlendirilmesi .....	40
2.2	Çalışmada Kullanılan Materyaller .....	43
2.2.1	Filtek Ultimate .....	43
2.2.2	Lava Ultimate(LU).....	44
2.2.3	IPS e.max Press .....	46
2.2.4	IPS e.max CAD .....	47
3	BULGULAR.....	51
4	TARTIŞMA VE SONUÇ .....	57
5	KAYNAKLAR .....	70
6	ÖZGEÇMİŞ.....	94

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren ve akademik hayatta başarılarımı ve saygınlığımı örnek aldığım danışman hocam Doç. Dr. Ertuğrul ERCAN'a;

Eğitimim süresince akademik anlamda örnek aldığım ve destek gördüğüm Prof. Dr. Ç. Türksel DÜLGERGİL'e,

Veri analizi değerlendirilmesindeki yardımlarından dolayı Doç.Dr. Sevgi YURT ÖNCEL'e;

Hayatım boyunca her zaman sevgi ve desteklerini yanımda hissettiğim aileme;

Hayatıma girdiği ilk günden beri sevgi ve desteğini her zaman hissettiren sevgili eşime;

Doktora eğitimim süresince destekleri için çalışma arkadaşlarıma ve dostlarıma;

Teşekkür ederim

## SİMGELER VE KISALTMALAR

CAD-CAM	: Computer aided design/computer aided manufacture
Bis-GMA	: Bisfenol A Glisidil metakrilat
TEGDMA	: Trietilenglikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
Bis-EMA	: Bisfenol A-dimetakrilat
D3MA	: Dekanediylol dimetakrilat
UTMA	: Üretan tetrametakrilat
°C	: Santigrat derece
SiO <sub>2</sub>	: Kuartz
Al <sub>2</sub> Si <sub>2</sub> O <sub>5</sub> [OH <sub>4</sub> ]	: Kaolin
CCD	: Charge Coupled Device
pH	: Power of Hydrogen
nm.	: Nanometre
MPa	: Megapaskal
µm.	: Mikrometre
sn.	: Saniye
mm.	: Milimetre
SEM	: Scanning electron microscopy

## ŞEKİLLER

Şekil 2.1 Lava ve filtek restorasyonların simantasyonunda kullanılan materyaller	31
Şekil 2.2 Filtek ultimate ile hazırlanan inley restorasyon	31
Şekil 2.3 3Shape Trios sistemi	31
Şekil 2.4 Lava ultimate ile hazırlanan inley restorasyon örneği	32
Şekil 2.5 Lava Ultimate ile hazırlanan inley restorasyon	33
Şekil 2.6 Programat EP 5000 fırını	34
Şekil 2.7 e.max press ve e.max CAD restorasyonların simantasyonunda kullanılan materyaller	35
Şekil 2.8 e.max press ile hazırlanan inley restorasyon	35
Şekil 2.9 e.max CAD restorasyon uygulanacak dişin dijital görüntüsü	36
Şekil 2.10 e.max CAD restorasyonun bitim sınırları	36
Şekil 2.11 bitim sınırına uygun olarak tasarlanmış restorasyonun dijital görüntüsü	36
Şekil 2.12 e.max CAD ile hazırlanan inley restorasyon örneği	37
Şekil 2.13 Programat P 500 fırını	37
Şekil 2.14 e.max CAD ile hazırlanan bir inley restorasyon	38
Şekil 2.15 Termal siklus cihazı	38
Şekil 2.16 Tırnak cilası ile kaplanmış diş örneği	39
Şekil 2.17 Stereomikroskop	40
Şekil 2.18 Taramalı elektron mikroskobu	40
Şekil 2.19 Boya geçiş derecelendirme sistemine örnekler	42
Şekil 2.20 Filtek ultimate kompozit rezin materyali	44
Şekil 2.21 Lava ultimate bloklar	45
Şekil 2.22 IPS e.max Press ingotlar	47
Şekil 2.23 IPS e.max CAD bloklar	48
Şekil 3.1 Her gruptan birer adet örneğin oklüzal yüzeye yakın bölgesinden alınmış SEM görüntüleri (x500)	55
Şekil 3.2 Her gruptan birer adet örneğin gingival yüzeye yakın bölgesinden alınmış SEM görüntüleri (x500)	56



## ÇİZELGELER

Çizelge 2.1 Çalışmada kullanılan kompozit materyaller .....	49
Çizelge 2.2 Çalışmada kullanılan seramik materyaller .....	49
Çizelge 2.3 Çalışmada kullanılan simanlar .....	50
Çizelge 3.1 Materyallerin gingival bölgedeki sızıntı skorlarının yüzdesel dağılımı	51
Çizelge 3.2 Materyallerin oklüzal bölgedeki sızıntı skorlarının yüzdesel dağılımı.	52
Çizelge 3.3 CAD/CAM yöntemi ve geleneksel yöntemlerle hazırlanan grupların oklüzal bölge açısından kıyaslanması .....	53
Çizelge 3.4 CAD/CAM yöntemi ve geleneksel yöntemlerle hazırlanan grupların gingival bölge açısından kıyaslanması .....	53

## ÖZET

### **Direkt Kompozit İnley, İndirekt Porselen İnley ve CAD/CAM Sistemi ile Restore Edilen Dişlerin, Kenar Sızıntısı Yönünden *in Vitro* Olarak İncelenmesi**

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı; farklı yöntemler ve materyallerle restore edilen inley uygulamalarının kenar sızıntısı açısından *in vitro* olarak değerlendirilmesidir.

**Gereç ve Yöntem:** Çalışmada; çürüksüz ve restorasyonsuz 80 adet 3.molar insan dişine sınıf II (mezio-oklüzal) kaviteler hazırlandı. Dişler her grupta 20 adet olacak şekilde dört gruba ayrıldı. 1.Grup: Filtek Ultimate (3M ESPE, USA) direkt kompozit rezin inleyler, 2.Grup: İmes İcore Sistemi kullanılarak Lava Ultimate (3M ESPE), 3.Grup: IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, USA) seramik inleyler ve 4.Grupta İmes İcore Sistemi ile IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, USA) inleyler hazırlandı. Bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra tüm örnekler  $5\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de ve  $55\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de 10.000 kez termal siklus uygulandı. Tüm örneklerde restorasyonun etrafındaki 1 mm'lik alan dışında kalan bölgeler iki kat tırnak cilası ile kaplandı ve 24 saat süreyle % 0,5'lik bazik fuksin solüsyonunda bekletildi. Kenar sızıntısını değerlendirmek için okluzo-gingival yönde longitudinal olarak kesildi. Boya geçiş derecelerinin fotoğrafları bilgisayarda x30 büyütmede kaydedildi ve skorlandı. Elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi.

**Bulgular:** Oklüzal ve servikal bölgeden alınan 2 farklı sızıntı sonuçlarına göre; oklüzal bölgede; en az sızıntı e.max CAD ve Lava CAD/CAM ve sırasıyla Filtek ve e.max Press inley gruplarında tespit edildi. Oklüzal bölgede CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan gruplar, diğer gruba oranla daha az sızıntı değerleri göstermiştir ve aradaki fark anlamlıdır ( $p=0,000$ ). Gingival bölgedeki sızıntı değerleri açısından gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p=0,825$ ).

**Sonuç:** Mikrosızıntı değerleri kıyaslandığında CAD/CAM ile üretilen inley grupları özellikle oklüzal bölgelerde daha başarılı sonuçlar verirken, servikal bölgelerde farklı gruplar arasında önemli bir değişiklik incelenmemiştir. Bununla beraber, *in vitro* çalışmaların *in vivo* çalışmalarla desteklenmesine ihtiyaç vardır.

**Anahtar Sözcükler:** CAD/CAM sistemi, direkt kompozit inley, indirekt porselen inley, mikrosızıntı.

## SUMMARY

### ***In Vitro* Marginal Leakage Evaluation of Direct Composite Inlay, Indirect Porcelain Inlay and Teeth Restored with CAD/CAM Systems**

**Aim:** The aim of this study was to evaluate *in vitro* marginal leakage of inlay applications that were restored with using different methods and materials.

**Materials and Methods:** In this study, class II mesio-occlusal cavities were prepared to 80 caries and restoration free human third molar teeth. The teeth were divided into four groups and 20 teeth in each group. 1.Group: Filtek Ultimate (3M ESPE, USA) direct composite resin inlays, 2.Group: Using Imes Icore System, Lava Ultimate (3M ESPE) inlays, 3.Group: IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, USA) ceramic inlays and 4.Group: Using Imes Icore System IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, USA) inlays were prepared. After finishing and polishing procedures 10.000 thermal cycle between  $5\pm 1^{\circ}\text{C}$  and  $55\pm 1^{\circ}\text{C}$  was applied to all specimens. In all samples, except around 1 mm of the restoration margin was coated with two layers of nail varnish and was suspended in a 0.5 % basic fuchsin solution for 24 hours. To evaluate the microleakage, occlusal-gingival direction, the teeth were cut longitudinally. Photos of dye penetration scores were recorded at x30 magnification on the computer. The obtained results were statistically evaluated.

**Results:** According to the results, in occlusal region; lowest microleakage values were identified in e.max CAD and Lava groups, than Filtek and e.max Press groups, respectively. Groups prepared in occlusal regions by using CAD/CAM methods showed lower microleakage values than the other groups and the difference was statistically significant ( $p=0,000$ ). In gingival region compared between the groups, in general, there was no significant difference between materials ( $p=0,825$ ).

**Conclusion:** When microleakage values compared, CAD / CAM generated inlay groups gave better results; but in cervical regions, no significant difference was determined between different groups. However, there is a need that *in vitro* studies are supported by *in vivo* studies.

**Key Words:** CAD/CAM system, direct composite inlay, indirect porcelain inlay, mikroekage.

# 1 GİRİŞ

## 1.1 Genel Bilgiler

Restoratif diş hekimliğinin amacı; çürük, travma, aşınma gibi sebeplerle kayba uğramış anterior-posterior diş dokularının fonksiyon, fonasyon ve estetiğin yeniden sağlanmasıdır (Biçer 2011, Küçükeşmen 2011). Estetiğe olan ilginin artmasıyla posterior dişlerin restorasyonunda tercih edilen materyallerde ve uygulama tekniklerinde de önemli gelişmeler gözlenmiştir. Estetik bilincin artmasıyla metal olmayan restorasyonlara ilgi artmıştır (Van Meerbeek ve ark. 2003, Zarrati ve Mahboub 2010, Baştuğ ve Gözneli 2012, Ozakar-Ilday ve ark. 2013).

Diş hekimliğinde estetiğin giderek daha fazla önem kazanması ile birlikte kompozit materyalleri; mükemmel estetik, güçlü mekanik / fiziksel özellikleri ve yüksek çözünme dirençlerinden dolayı hem anterior hem de posterior bölgede rutin olarak kullanılmaktadır (Tuncer ve ark. 2014). Ancak rezin esaslı restoratif materyallerin polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntıları hala tam olarak çözülememiş bir problemdir (Peutzfeldt ve Asmussen 2004, Tuncer ve ark. 2014). Bu özellik, kompozit rezin restorasyonlarda daha zayıf marjinal adaptasyona neden olmaktadır (Bicalho ve ark. 2014). Kavite duvarı ile dolgu materyali arasındaki bağlantının kalitesi, restorasyonun başarısında büyük öneme sahiptir (Gao ve ark. 2012). Polimerizasyon büzülmesi bağlanma yüzeylerinde stres birikmesine, kavite - restorasyon yüzeyi arasında mikro boşluk oluşumuna ve buna bağlı pulpal enflamasyona, post operatif hassasiyete, mikrosızıntıya, bakteri geçişine, sekonder çürük oluşumuna neden olmaktadır (Mjor ve Toffenetti 2000, Tantbirojn ve ark. 2011, Bicalho ve ark. 2014). Özellikle restoratif materyallerin klinik uygulamalardaki başarısında büyük bir öneme sahip olan marjinal adaptasyon, bu etmenlerin kombinasyonu sonucunda bozulmaktadır. Polimerizasyon büzülmesi materyalin özellikleri, konfigürasyon faktörü, kavite büyüklüğü, kavite kenarlarında minenin varlığı ya da olmaması, dentinin kalitesi, morfolojisi ve lokasyonu gibi farklı parametrelerden etkilenmektedir (Shono ve ark. 1999, Ali ve ark. 2013, Ding ve ark. 2014). Özellikle geniş kavitelerde son yıllarda rutin olarak kullanılmaya

başlanan indirekt restorasyon tekniği, polimerizasyon büzülmesini ince kompozit siman tabakası ile sınırlamaktadır (van Dijken 2000, Garoushi ve ark. 2013).

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak veya tamamen ortadan kaldırmak için farklı yöntemler geliştirilmiştir ancak hiç bir metotta mikrosızıntı tamamiyle elimine edilememiştir (İlday ve ark. 2009).

Kompozitlerdeki polimerizasyon büzülmesini gidermek amacıyla, polimerizasyonu ağız dışında gerçekleştirilen ve kaviteye bir siman aracılığıyla yapıştırılan indirekt kompozit inley/onley restorasyonlar gündeme gelmiştir (van Dijken 2000, Liu ve ark. 2014). İtrakoronal indirekt restorasyonlar, simantasyon öncesi uyumlandırma esnasında interproksimal kontakt, marjinal uyum ve oklüzal temas değerlendirmesi gibi avantajlara sahiptir (Magne ve ark. 2011). Kompozit rezin inleyler kolay yapım teknikleri, düşük maliyetleri, tamir edilebilmeleri gibi avantajlarının yanı sıra düşük aşınma direnci, renklenme gibi dezavantajlara sahiptirler (Magne ve ark. 2011, Liu ve ark. 2014). İndirekt seramik ve kompozit restorasyonlar diş dokusunun azami korunması ve estetik olmaları ayrıca diş dokuları ile uyumlu olmaları gibi avantajlara sahiptir (Magne ve ark. 2012). İney restorasyonların başarısında önemli rol oynayan diğer bir etken ise yapımında seçilen restoratif materyallerdir. Bu amaçla, günümüzde kompozit rezinler, seromerler ve seramik esaslı materyaller tercih edilmektedir (Fron Chabouis ve ark. 2013, Liu ve ark. 2014).

Seramik sistemler, üstün dişeti cevabı oluşturmaları, estetik özellikleri, inert olmaları, dolayısıyla metal destekli sistemlere oranla ısı ve elektrik iletkenliklerinin daha az olmasına bağlı olarak termal hassasiyetleri azaltmaları (Raigrodski 2004a) ve geleneksel metal destekli restorasyonlara benzer şekilde marjinal adaptasyon gösterebilmeleri gibi özellikleri sayesinde son dönemde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (şener ve Türker 2009b, Başbuğ ve Gözneli 2012, Baştuğ ve Gözneli 2012).

Tam seramik sistemlerin sınıflandırılmasında, kimyasal yapılarına göre; cam seramikler, cam infiltre edilmiş ve polikristalin seramikler şeklinde üç ana gruba ayrılmaktadır (şener ve Türker 2009b).

Seramiklerin, yeni jenerasyon adeziv teknolojideki teknolojik ilerlemelerle beraber güçlendirilmiş seramiklerin geliştirilmesiyle, inley restorasyonların

yapımında da kullanımları artmıştır (Pishevar ve ark. 2014). Seramik inleyler diş yapısının korunması ve daha fazla koronal doku bırakılması açısından konservatif uygulamalar olarak kabul edilirler. Seramik inleyler direkt posterior kompozit rezinlerden fiziksel anlamda daha güçlüdürler, çünkü direkt posterior kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi yapısal olarak gücünü azaltır (Cramer ve ark. 2011).

Seramik sistemi seçilirken estetik, mekanik dayanıklılık, üretim tekniği ve uyumu dikkate alınmalıdır. Bu restorasyonların kırılma dayanıklılığı, estetiği, marjinal ve internal uyumu; uzun süreli başarılarını etkilemektedir. Hastaların estetik beklentilerine daha uygun olan tam seramik restorasyon sistemleri yapım tekniği yönünden konvansiyonel ve bilgisayar destekli sistemler olarak ayrılmaktadır.

Ağız dışında bir inley restorasyonun aynı seansta hazırlanıp hastaya teslim edilmesi düşüncesi, bilgisayar ile tasarım üretim ve teknolojisinin (computer aided design/computer aided manufacture, CAD-CAM), temelini oluşturmuştur (Şahin ve ark. 2009). Bu amaçla çıkılan yolda CAD-CAM teknolojisi, bilgisayar kontrolünde çalışan, üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı anlamına gelen ve daha çok makine teknolojisi olup, son 30 yılda diş hekimliğinde büyük gelişim göstermiştir (Mormann 2004, Ersu ve ark. 2008, Miyazaki ve ark. 2009).

Günümüzde CAD-CAM restorasyonlar; sistem tarayıcı uçlar kullanılarak direkt alınan optik ölçü üzerinde bilgisayar ortamı kullanılarak modellendikten sonra, (CAD: Computer Aid Design) restorasyonun bilgisayar destekli freze sistemleri ile hazır üretilmiş porselen bloklardan aşındırılarak (CAM: Computer Aid Manufacturing) üretilmektedir (Miyazaki ve Hotta 2011a). Hatta aynı seansta adeziv yapıştırma prensiplerine uygun biçimde hastaya teslim edilmesi de mümkündür (Şahin ve ark. 2009). Devamlı gelişimleri göz önünde bulundurulduğunda, CAD/CAM teknolojisi gelecekte de dental materyallerden restorasyonların üretilmesinde önemli bir teknolojidir (Şahin ve ark. 2009, Ural 2011). Bu teknoloji ile günümüzde; inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tam kron ve köprü sistemleri hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi gibi restorasyonlar yapmak mümkündür (Raigrodski 2004c, Fasbinder 2006, Marchack 2007, Ersu ve ark. 2008, Anunmana ve ark. 2014).

## 1.2 Kompozit Rezinler

Kompozitler rezinler diş renginde olmalarına bağlı olarak iyi estetik özelliklere sahip, diş dokularına iyi adezyonu ve fiziksel özellikleri nedeniyle restoratif diş hekimliğinde özellikle son 30 yıldır en sık ve yaygın olarak kullanılan materyallerdendir (Furuse ve ark. 2008). Kompozit kelimesi terminolojik olarak materyallerin fiziksel bir karışımı anlamını ifade etmektedir. Dr. Ray Bowen tarafından 1962 yılında; adezyon ile mine ve dentin dokusuna bağlanan kompozit rezinler ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermişlerdir (Dayangaç 2000, Gökçe 2005, Uluakay ve ark. 2011). Bowen 1962'de akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini geliştirmek için Bis-GMA monomerini bulmuştur, çünkü akrilik rezinlerin monomerleri sadece düz zincirli polimerlerden oluşmaktadır (Bowen 1963).

Kimyasal olarak polimerize olabilen kompozit materyallerin Sınıf III, IV, V kaviterlerde kullanılması önerilmiştir. Bu kompozitler katalizör ve temel bir macun ile karıştırılarak elde edilir, kullanımı kolay, ucuz ve kullanımında herhangi bir ekipman gerekmemektedir (Kinomoto ve ark. 1999). Uzun çalışma süreci, kısa polimerizasyon süresi, uzun raf ömrü gibi olumlu avantajlara sahiptir (Itoh ve ark. 1986, Krejci ve Lutz 1991). Ancak bu kompozitlerin doldurucu partikülleri büyük ve doldurucu konsantrasyonu düşüktür ayrıca polisaj için uygun değildir ve zamanla renk stabilitesinde bazı problemler ile karşılaşmıştır (Baum ve McCoy 1984, Kinomoto ve ark. 1999).

Kompozit teknolojisinde asıl büyük gelişme, 1970'li yıllarda ışıkla polimerize olan (light-cured) kompozitlerin bulunmasıyla gerçekleştirilmiştir. Bu rezin kompozitlerin aşınma dirençlerinin ve renk stabilitesinin kimyasal polimerize olanlara oranla çok daha iyi olduğu görülmüştür (Altun 2005). Kompozit rezinler günümüzde hem anterior hem de posterior dişlerde rutin kullanıma sahip başlıca estetik restoratif dolgu materyali olma özelliğindedirler ve organik polimer matriks, ara bağlayıcılar ve inorganik doldurucular olmak üzere üç ana bileşenden oluşmaktadır (Dayangaç 2000, Pehlivan ve Karacaer 2014). Organik matriks, monomerler, komonomerler, polimerizasyon başlatıcıları, inhibitörler plastize edici maddeler ve pigmentler ihtiva etmektedir. Organik matriks 2,2-bis[4-(2-hidroksi-3-metakriloksipropil)fenil]-propan (Bis-GMA), trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA)

ve üretilen dimetakrilat (UDMA) gibi dimetakrilat monomerlerinden oluşur ve bu yapı kompozitin gövdesini teşkil etmektedir (Munchow ve ark. 2014). Bis-GMA, (fotopolimerizasyon sırasında oluşan) hacimsel büzülmeyle azaltılması kompozit tepkinliğinin artırılması ve bir ölçüde çifte bağın dönüşüm oranını artırmada önemli bir rol oynamaktadır. Yüksek viskoziteye sahip bu iki monomeri dilüe etmek amacıyla tri etilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) komonomeri kullanılmaktadır. Kullanılan diğer monomerler etoksi bisfenol A-dimetakrilat (Bis-EMA), dekanediyol dimetakrilat (D3MA), bis (metakriloksilometil) trisiklikdekan ve üretilen tetrametakrilattır (UTMA) (Chen 2010). Ayrıca silika ve cam doldurucular kompozitlerin estetik fiziksel ve mekanik özelliklerini modifiye etmek amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır (Ferracane 2011).

Matriks içerisinde dağılmış olarak bulunan bu fazı çeşitli şekil ve büyüklükte cam partikülleri, stronsiyum, borosilikat cam, baryum, çinko ve yitrium cam, lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat alüminyum ve lityum silikat, borsilikat, hidroksiapatit gibi taşıyıcı faz arasında bulunan inorganik doldurucular oluşturmaktadır (Tian ve ark. 2007, Sahin ve ark. 2009, Chen 2010). İnorganik partiküllere, “filler” ya da “doldurucu” da denilmektedir. Kompozite fiziksel dayanıklılık sağlayan kısımdır (Ferracane 2011, Munchow ve ark. 2014). Stronsiyum, çinko, yitrium ve baryum rezine radyoopasite ve aşınmaya karşı direnç kazandırmaktadır. Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışığı geçirir, bu sayede kompozit rezine, mineye benzer şekilde yarı şeffaf bir görünüm sağlamaktadır (Ferracane 2011, Munchow ve ark. 2014).

Kompozit rezinde, küçük boyutta ağırlıkça fazla inorganik doldurucu kullanılması, aşınmaya direnci ve elastikiyet modülünü artırırken; ısıl genleşme, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi ve akışkanlığı azaltmaktadır (Altun 2005, Chen 2010). Kristalin doldurucu içeren kompozitlerin sertlikleri artırılmıştır fakat polisajları ve bitirmeleri zorlaşmıştır. Günümüzde kristalin içerikli kompozitlerin bu olumsuz özellikten dolayı silika içerikli olan non kristalin formları kullanılmaktadır (Powers ve Sakaguchi 2011).

Kompozit rezinlerde organik faz ile inorganik faz arasındaki kimyasal bağlanma ara bağlayıcılar (silane coupling phase) ile gerçekleşmektedir. Bu faz silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmaktadır; inorganik ve organik fazı bir arada



tutmaktadır (Karabela ve Sideridou 2011). Günümüzde doldurucu partiküllerin yüzeyi silan bağlayıcı ajanlar ile kaplanmıştır. Ara faz, silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmaktadır. Kimyasal anlamda inert ve dayanıklı olan bu bileşenler sıvı halden, esnek katı hale kadar farklı durumlarda bulunabilirler (Chen 2010, Karabela ve Sideridou 2011). Silan bağlama ajanları rezinin mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül arayüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır ve böylece fiziksel özelliklerin artmasını sağlamaktadır.

Kompozit rezinlerin, kırk yıla yakın süredir diş hekimliğinde kullanılan materyallerin hiçbirinde gözlenmeyen gelişmeler ve değişimlere sahip oldukları ve formülasyonlarında çeşitli değişiklikler yapıldığı görülmektedir (Lee ve ark. 2003). Son yıllarda kompozit rezinlerin içeriğindeki doldurucu oranları, miktarı ve doldurucu içerikleri değiştirilerek farklı kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür (Ferracane 2011).

Geleneksel hibrit kompozitler en yaygın kullanıma sahip kompozit rezin grubudur. Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içerirler. Makro ve mikropartiküle sahip iki kompozit rezinin de niteliklerine sahip olmasına rağmen, hibrit türünün tespit edilmesinde büyük partikülün ismi kullanılır. Küçük olan partiküller karışımın ikinci komponentleridir. Son yıllarda kullanıma sunulan akışkan kompozitler de düşük viskoziteli hibrit rezinlerdir.

Bu tarihsel süreç içerisinde günümüze kadar kullanılagelen estetik diş rengi dolgu materyalleri; silikat simanlar, cam iyonomer materyaller, akrilik dolgular (doldurucu içeren/içermeyen) ve kompozit rezinlerdir (Furuse ve ark. 2008).

### **1.2.1 Kompozit Resin İnceleyler**

Kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmelerini ve buna bağlı olarak oluşan kenar sızıntısını azaltmak için kullanılan yöntemlerden biri de; ağız dışında tamamlanan restorasyonların, hazırlanan kavitelere yapıştırılması prensibi ile

uygulan ve inley tekniği olarak adlandırılan yöntemdir (Arıkan 2005). Hastaların sağlıklı ve doğal görünme arzusu, toplumun toksik ve alerjik maddelere karşı bilincinin artması, estetik beklentilerinin n bölgedeki dişlerle birlikte arka bölgeler için de artması kompozit rezin inleyleri gündeme getirmiş, adeziv sistemlerin gelişmesiyle birlikte, kolay çabuk ve standart bir şekilde uygulanabilir inley/onley sistemlerinin gelişimine sebep olmuştur.

Son 30 yılda koruyucu diş hekimliği prensibinin ön plana çıkmasıyla birlikte, en az doku kaybı ile en iyi klinik başarıyı sağlayacak restoratif yöntemlere giderek sıklıkla başvurulmaktadır. Bu açıdan kompozit rezin restorasyonlar, gelişen adeziv sistemlerle birlikte, büyük kron harabiyeti olan dişlerde dahi seramiklere alternatif olarak tercih edilebilmektedir (Mink ve Timmons 1984). Direkt kompozit rezin restorasyonlar, indirekt yöntemlere göre tek seansta bitirilmesinden dolayı sıklıkla tercih edilebilmektedir (Korkut ve ark. 2012a).

İndirekt restorasyonlarda olduğu gibi bir ara bağlayıcı ajana ihtiyaç duymadıkları için diş dokusuyla birleşim bölgelerinde marjinal sızıntı daha az oluşabilmektedir. Fakat abrazyona dirençlerinin seramiklerden daha az olması ve kırılma dirençlerinin nispeten az olması gibi dezavantajları da vardır. Ayrıca renklenme problemleri mevcuttur. Bu renklenmeler sigara ve diyet gibi alışkanlıkların yanısıra, rezinin tükürük veya kanla kontaminasyonu, yetersiz polimerizasyon, bitirme ve polisaj işlemlerinin hatalı olması gibi çeşitli nedenlerle de oluşabilmektedir (Barghi ve Alexander 2003).

Kompozit inleyler, diş dokusuyla uyumlu olmaları ile altın inleylerden ve amalgamlardan, karşıt dişlerde aşınmaya neden olmamaları nedeni ile de porselen inleylerden daha avantajlıdır. Komşu dişle ideal kontak oluşturulabilmekte ve başarılı polimerizasyon sağlanabilmektedir. Ayrıca yapımları diğer inleylere oranla daha basit olup maliyetleri de düşüktür (Arıkan 2005).

Günümüzde kompozit rezin inleyler, diş sert doku kaybı fazla olan dişlerin restorasyonunda kullanılmaktadır. Bu sistem ile hem diş estetiği hem de dişin bütünlüğünün yeniden kazandırılması sağlanmaktadır (İlday ve ark. 2009b, Zorba ve ark. 2013). Kompozit inleyler; estetiğin öncelikli olduğu tüm I. ve II. Sınıf

kaviterde, gingival basamağın dişetin altında olduğu durumlarda, direk kompozit restorasyonların uygulanamadığı, genişliği okluzal yüzeyin yarısından fazla olan kaviterde uygulanabilmektedir.

Kavite geniş ve estetik bir restorasyon düşünülüyorsa polimerizasyon büzülmesi ve dolayısıyla mikrosızıntı oluşumunu azaltmak amacıyla geliştirilen tekniklerden bir tanesi de hazırlanan restorasyonların ekstraoral olarak polimerizasyonu sağlanarak ve dual-cure rezin siman ile kaviteye yapıştırılması prensibine dayanan kompozit rezin inley restorasyonların kullanımınıdır. Kompozit rezinler, arka grup dişlerde de önemli estetik restoratif materyallerdir (Yağlı ve ark. 2012). Ancak düşük aşınma direnci, kırılma, renk değiştirme, marjinal adaptasyonda yetersizlik gibi bazı dezavantajlara da sahiptir (Tanoue ve ark. 2000, Dikbaş ve ark. 2012).

Sınıf II ya da III kaviterin restorasyonlarında direkt kompozit restorasyonların veya inley/onley restorasyonların klinik başarı oranı oldukça yüksektir (de Souza ve ark. 2005, Ikeda ve ark. 2007). Bu tür restorasyonların başarısı, uygun bir kavite ve doğru materyal seçiminin yanı sıra hassas okluzal anatominin hazırlanması ile de yakından ilişkilidir (Yağlı ve ark. 2012).

Kompozit inleyler, yapım tekniklerine göre; tek seansta yapılan inleyler ve iki seansta yapılan inleyler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (Christensen 1992, Ersoy ve Özel 2004, Ruiz ve ark. 2007). Tek seansta yapılan kompozit inleyler; direkt ve indirekt olarak iki şekilde yapılabilmektedir. Direkt olarak hazırlanan inleylerde ölçü alma gereksinimi yoktur (Dietschi ve ark. 1994). Hazırlanan kavite içine, kompozitin yapışmasını engelleyecek bir jel sürülerek kompozit kaviteye uygulanır ve kompozit restorasyon kaviteden çıkartılarak kompozitin ikincil polimerizasyonu yapılmaktadır (Abel 1998, Deliperi ve Bardwell 2002). Andırkatların ortadan kaldırılması için bir tabaka geleneksel cam iyonomer siman yerleştirilir. Ağız içinde polimerize edildikten sonra inley çıkartılır ve gerekiyorsa proksimal anatomik yapı düzeltilip şekillendirilerek restorasyon siman ile yapıştırılır. Bu teknik belki de yapıştırma restorasyon yapımının en ekonomik, en doğru ve uyumlu inleylerin yapımını sağlamaktadır (Giachetti ve ark. 2006).

Bu işlemin en önemli dezavantajı ışıkla sertleştirme sırasında inleyi kaviteden çıkarmaktır. Düzenli ve basit şekle sahip bir ya da iki yüzeyli kron içi

kaviteler bu yöntemin kullanılmasına en uygun olgulardır. Üç yüzeyli ya da birkaç duvarı olan kavite pek uygun değildir, çünkü kompozit rezinin polimerizasyon sırasında duvarlara kitlenip çıkması engellenebilir. Bu teknikte tüberküller dahil edilmemelidir çünkü antagonist bölgede referans yoktur. Ayrıca kavite duvarlarında andırkat olmamalıdır duvarlar 18 dereceden fazla bir koniklik göstermelidir.

Tek seansta indirekt olarak yapılan inleyler: ağız dışında polimerizasyon sistemleri olarak adlandırılmıştır. Dişte çok fazla doku kaybı varsa bu yöntem önerilmektedir (Giachetti ve ark. 2006). Kompozit inley ve onleyler ağız dışı aşamaları da içererek hasta başında da yapılabilir. Bu yöntem en çok geniş kron içi kavitelerin (class I ve II) restorasyonunda uygundur. Bu yöntemin esası bir ölçü alınarak elde edilen silikon bir model üzerinde kompozit restorasyonun hazırlanmasına dayanmaktadır. Ağız içi tekniğin tersine, kavite duvarlarının koniklik açısı yalnızca 10 derece olmalıdır. Model elde edildikten sonra modelde dişler bir bistüri yardımıyla ayrılır. Restorasyon kompozitin tabakalar halinde uygulanmasıyla tamamlanır ve aynı seansta yapıştırılır (Arıkan 2005).

İki Seansta Yapılan Kompozit inleyler: Bu teknikte inleyler iki seansta hazırlanmakta ve ölçü alma zorunluluğu bulunmaktadır. Kapanış kontrolleri ve renk tespiti için teknisyen-hekim uyumu gerektirdiği için tercih edilmemektedir (Christensen 1989). Bunun dışında hazırlanan kavitenin geçici bir dolgu materyali ile kapatılması, ileri aşamalarda sorunlara neden olmaktadır. Model üzerinde çalışabilme kolaylığı, hekimin hasta ağızında çalışma süresinin kısa olması, restorasyonun polisajının çok iyi yapılabilmesi ve aynı anda birden fazla inleyn yapılabilmesi gibi avantajları da vardır (Christensen 1989, Mormann ve ark. 1989, Kramer ve ark. 2000).

### **1.2.1.1 Kompozit Rezin İnleylerin Endikasyonları**

1. Eski dolguların yenilenmesi gerektiğinde,
2. Estetik restorasyon isteyen ve ağız hijyeni iyi olan hastalarda,
3. Kanal tedavisi yapılmış dişlerin üzerine daimi restorasyon olarak,

4. Diş sert dokusu kaybının fazla olduğu olgularda, preparasyondan sonra aşırı andırkatlar olmadığı ve bağlanma için yeterli sağlam diş dokusunun bulunduğu durumlarda,

5. Hastanın yaşı ve alışkanlıkları dikkate alındığında diş aşınmasına bağlı hiçbir bulgu bulunmadığı durumlarda,

6. Eğer varsa ağızdaki diğer kompozit rezinlerin klinik performanslarının yeterli olduğu durumlarda (Garber ve Goldstein 1994, Roulet 2001).

### **1.2.1.2 Kompozit Rezın İnceleyerin Kontrendikasyonları**

1. Ağız hijyeni kötü olan hastalarda,

2. İnceley ve onleyleerin bağlanması için nem kontrolünün sağlanamadığı durumlarda,

3. Ağızdaki eski kompozit rezinlerin klinik performanslarının yeterli olmadığı durumlarda,

4. Geriye kalan diş sert dokularının bağlanma için yetersiz olduğu durumlarda (Garber ve Goldstein 1994, Roulet 2001).

Kompozit rezin inceleyler, seramik inceleylere göre karşıt dişte daha az aşınmaya neden olmaktadır. Kompozit rezin inceleyler, kompozit rezinle tamir edilebilmektedir. Yapım tekniği seramik inceleylere göre kolaydır. Bitirme ve polisaj işlemleri seramiğe göre daha kolaydır. Seramik restorasyonlar, indirekt kompozit rezin restorasyonlara göre daha pahalı ekipmanla yapılmaktadır (Hornbrook ve Crispin 1994, el-Mowafy 2000, Schmidseeder ve Söderholm 2000). Avantajlara sahip olmakla birlikte; aşınma dirençlerinin düşük olması, aşırı oklüzal kuvvetlere maruz kalan geniş alanlarda kullanımlarının sınırlı olması gibi dezavantajları vardır (Schmidseeder ve Söderholm 2000).

### 1.3 Seramikler

Seramik sözcüğü Yunanca “keramikos” kelimesinden türemiştir. İlk kullanımı M.Ö.50’li yıllarda Çinliler tarafından gerçekleştirilmiş, XVI. Yy’da Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir. Tam olarak anlamı “yanık madde”dir; ancak daha çok ateşte yanarak özel olarak üretilen madde anlamında kullanılmaktadır (Korkmaz 2014). Esas olarak kaolin içermektedir. Seramik, protetik tedavide ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı Duchateau tarafından kullanılmıştır. İlk seramik diş materyali patentini, 1789 yılında, Fransız diş hekimi Chamont, Duchateau ile birlikte almıştır (Alkumru ve ark. 1988, Efeoğlu 1992).

Seramik kuron restorasyonlar ilk defa 1808 yılında İtalyan asıllı diş hekimi Fonzi tarafından yapılmış, fakat opasite ve kırılma nedeni ile başarılı olamamıştır. Seramikler 19.yüzyıl sonlarında sabit restorasyonların yapımında kullanılmaya başlanmıştır. Tamamı seramik jaket kuron ilk 1886’da Land tarafından yapılmıştır (Shillingburg ve ark. 1997). Malzemenin kırılma eğilimi sebebiyle kullanım alanı ön dişlerin tek restorasyonları ile sınırlı kalmıştır (Akın 1990, Efeoğlu 1992). Mc Lean ve Hugges 1965 yılında kırığın ilerleyişini durdurmak amacıyla %40-50 oranında alümina kristalleri içeren alüminus porselenden yapılmış iç kuron kullanıp porselen jaket kuronları geliştirerek günümüzdeki metal desteksiz sistemlerin temelini oluşturmuşlardır (McLean 1979, Faull ve ark. 1985).

Alüminyum oksit, lityum disilikat, ve zirkonyum oksit gibi tam seramik alt yapı materyallerindeki gelişmeler, tam seramik restorasyonların kullanım alanlarını artırmıştır (Sadowsky 2006b, Reich ve Schierz 2013). Daha sonra dökülebilir cam seramik ve büzülme göstermeyen Cerestore alümina seramikler 1980’lerde diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (Weaver ve ark. 1991). Bu sistemlerde kayıp mum tekniği kullanılarak anterior kuronlarda estetik sonuçlar elde edilmiştir. Ancak posterior restorasyonlarda görülen yüksek kırılma oranları ve yeni geliştirilen materyaller sebebiyle bu materyaller gözden düşmüştür. 1985 yılında piyasaya sürülen yüksek dirençli seramik sistemlerinden olan IPS Empress ve In-Ceram sistemleri benzersiz teknolojileri ve popolariteleri ile geniş kullanım alanı bulmuşlardır (Suarez ve ark. 2004).

Üstün dişeti cevabı oluşturmamaları, inert olmaları ve estetik özelliklerinden dolayı, metal destekli sistemlere oranla ısı ve elektrik iletkenliklerinin daha az olmasına bağlı olarak termal hassasiyetlerin azalmasını sağlamaları (Raigrodski 2004a) geleneksel metal destekli seramik sistemlerle benzer şekilde marjinal adaptasyon sergilemeleri gibi özellikleri nedeniyle son dönemde tercih edilebilir duruma gelen tam seramik sistemler yaygın bir biçimde kullanılmaktadır (Sadowsky 2006b).

Tam seramik sistemler; kimyasal yapılarına göre cam seramikler, cam infiltre edilmiş seramikler, polikristalin seramikler olarak üç ana gruba ayrılmaktadır (Şener ve Türker 2009a).

### **1.3.1 Cam Seramikler**

İlk kez 1968'de Mac Culloch'un yapay dişler ve kuron yapımında kullandığı cam seramikler, amorf, camsı faz ve kristalinleri içeren multifaz yapısında materyallerdir. Daha sonra, "Dicor" cam seramik % 30 oranında cam ve % 70 oranında tetrasiklik flormika kristalleri içeren dökülebilir materyali üretilmiştir (McLean 1988). Dökülebilir bir cam seramik sistemi olan "Dicor", 1986 yılında piyasada kullanıma sunulmuştur. Flor içeren tetrasilicic mica kristalleri ( $K_2Mg_5SiO_2OF_4$ ) ile güçlendirilmiş dökülebilir cam seramik materyali, hem cam hem de kristal materyalin niteliklerine sahiptir. Materyalin yarı kristal yapıda olması; sıkışma ve gerilmeye karşı yüksek direnç, aşınmaya karşı direnç ve yüksek elastisite modülü gibi pozitif özellikler katmıştır. Mc Lean, şeffaf dişlere sahip olan genç hastalarda Dicor sistemlerinin kullanımının uygun olmadığını bildirmiştir. Dicor sisteminin ışık geçirgenliğinin yüksek olması özelliği nedeniyle renkleri maskeleyen özelliği zayıftır (McLean 1988).

Bu sistemler, yüksek translusensliklerinden dolayı ince üretilmeleri gerekliliği ve ince olduklarında da kırığa dirençlerinin az olması gibi problemler sebebiyle günümüzde kullanılmamaktadır (McLean 2001).

### 1.3.1.1 Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

#### 1.3.1.1.1 Lityum Disilikat Cam Seramikler

Lityum disilikat cam porselen ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir. Bu materyalin düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle diş hekimliği uygulamalarında tercih edilmemiş ve kullanımı terk edilmiştir (Yavuzyılmaz ve ark. 2005, Küçük ve Kunt 2012). Lityum disilikat esaslı seramikler lösit içerikli seramiklere oranla mekanik yapıyı güçlendirirken, aynı zamanda doğal dişlere benzer optik özellikte restorasyonlar yapmaya da imkan vermektedir (Yavuzyılmaz ve ark. 2005, Küçük ve Kunt 2012).

Lityum Disilikat Cam Seramikler [(SiO<sub>2</sub>-Li<sub>2</sub>O), IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)] ısı ile pressleme ve mum uçurma yöntemlerinin birleşimiyle elde edilmektedir. IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent) 2000'li yılların başında ilk kez tanıtılan materyalle ön bölgede üç üye köprü, arka bölgede en çok ikinci küçük azı bölgesine kadar devam eden ve üç üyeli köprü ve tek kuron restorasyonlarda kullanılabilir (Nakamura ve ark. 2002). Daha sonra IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) 2005 'de translusensliği fiziksel özellikleri arttırılmış, geliştirilmiş presslenmiş seramik şeklinde piyasaya sürülmüştür (Conrad ve ark. 2007). Günümüzde, IPS e.max Press ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, USA), lityum disilikat seramiklerin en yenisi presleme ve frezeleme teknikleriyle üretilerek final restorasyonun çoklu translusensi ve opasitesini sağlamaktadır. En büyük avantajı düşük kırılma oranıdır, geleneksel feldspatik porselenlere göre beş kat daha güçlü olduğu iddia edilmektedir (Ritter 2010).

Estetik açıdan gayet yeterli olan lityum disilikat cam seramikler, lösit cam seramiklerde olduğu gibi mum eliminasyonu ve ısı-basınç tekniği ya da prefabrike bloklardan frezeleme yöntemiyle üretilmektedir, fakat işlem 920 °C'de yapılmaktadır (Raigrodski 2004a). Bu teknik ile premolar bölgeye kadar uzanan üç üyeli köprüler



yapılabilmektedir (Albakry ve ark. 2003, Giordano 2006). Gerekli bağlantı alanı sağlandığında molar bölgeye yapılan lityum disilikat yapıları köprülerin de yeterli başarıyı sağladığı gösterilmiştir. Lityum disilikat çeşitli restoratif endikasyonlar için yeni seçenekler sunan estetik ve yüksek dayanıklılıkta bir materyaldir.

#### **1.3.1.1.2 IPS Empress 2**

IPS Empress 2'ler 1998 yılında Beall ve Echeverria yoğunlaşmış kristal yapı içeren seramik kor üzerine floraapatit yapıda cam seramik pişirilerek dayanıklılığı artırılmış ve geliştirilmiştir (Akgungor ve ark. 2005). Hacimce %60 oranında 0.5-5 µm uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0.3 µm uzunluğunda küçük lityum ortofosfat kristalleri içermektedir (Schweiger ve ark. 1999).

IPS Empress 2' de (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kayıp mum ve ısı ile pressleme tekniği ile üretilen bir lityum disilikat ( $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ ) cam seramiğidir ve ingotlar  $920^\circ\text{C}$  'de vakum ve basınç altında preslenir (Aydın ve ark. 1998). Lityum disilikat kristalleri cam matris içinde belirli bölgelerde birbirlerine kenetlenmiş bir görüntü sergilemektedir (Ikeda ve ark. 2007).

Lityum disilikat cam porselen tabletleri özel fırında  $920^\circ\text{C}$ 'de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanmaktadır. Lityum disilikat cam porselen kor yapı üzerine, floraapatit veneer porseleni (IPS Eris;Ivoclar Vivadent) tabakalama tekniği ile yerleştirilerek ışık geçirgenliğine izin veren semitransludent restorasyonlar yapılmaktadır (Douglas 2000, Kim ve ark. 2008). Isısal genleşme katsayıları birbiri ile uyumlu olan lityum disilikat cam porselen kor yapı ile üzerine pişirilen apatit cam porselen materyaller arasında oluşan bağlanmanın güvenilir yapıda olduğu gösterilmiştir (Jain ve ark. 2009).

IPS Empress 2 sistemi inley ve onley yapımında, lamina veneerlerde, ön ve arka grup dişlerde tek kronlarda, ön ve arka grup dişlerde üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Arka grup dişlerde üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde (yaklaşık 7-8 mm) olmalıdır (Doyle ve ark. 1990, Aşkın 2011). IPS Empress 2 restorasyonlar parafonksiyonel alışkanlıkları olanlarda, kantilever restorasyonlarda ve kısa kron boyu olan dişlerde endike değildir (Küçük ve Kunt 2012). IPS Empress 2 gibi

lityum disilikattan oluşan preslenebilir cam seramiktir, fakat farklı pişirme prosedürü uygulanarak daha translusent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapmaya imkan verir.

### 1.3.1.1.3 IPS e.max Press

IPS e.max Press lityum disilikat seramik ingotlarından, pressleme döküm yöntemiyle ingotlar üretilmektedir (Ritter 2010). Erime sıcaklığına ulaşan eriyen renk pigmentlerinin materyale eklenme imkanı yoktur, onun yerine istenilen rengi elde etmek için cam içinde eriyen polivalan iyonlar kullanılmaktadır. Bu mekanizmada, materyalin içine renk iyonları homojen bir şekilde dağılarak, renk iyonlarının kombinasyonu, konsantrasyonu ve valansı önemli rol oynamaktadır (Ritter 2010).

IPS e.max Press sisteminde doğal dişlerin translusentlik özelliğinin taklit edilebilmesi amacıyla üç farklı translusentlik derecesine göre gruplandırılmış 19 adet blok bulunmaktadır. Düşük translusentlikteki bloklara boyama ve tabakalama tekniği uygulanabilirken, orta ve yüksek translusentlikteki bloklara sadece tabakalama tekniği uygulanmaktadır (Fradeani ve Aquilano 1997, Şenyılmaz ve ark. 2004).

IPS e.max Press in mikroyapısı cam matriks içine katılmış yaklaşık %70 oranında lityum disilikat kristalleri içerir. Lityum disilikat ana kristal fazı, 3-6 µm uzunluğunda iğne uçlu kristallerdir (Ritter RG 2009). Ayrıca, 3-6 µm boyutundaki lityum disilikat kristalleri ve daha düşük oranda olan 0,1-0,3 µm çapındaki lityum ortofosfat kristalleri yapı içinde yer almaktadır (Holand ve ark. 2000).

IPS e.max Press sisteminde altyapı seramiği %70 oranında lityum disilikat kristalleri içerir. Standart yapısı ağırlık olarak % 57,0-80,0 SiO<sub>2</sub> , %0,0-13,0 K<sub>2</sub>O , %0,0-11,0 P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> , % 0,0-8,0 ZrO<sub>2</sub> , %11,0-19,0 Li<sub>2</sub>O, %0,0-8,0 ZnO , %0,0-10,0 diğer oksitler ve %0,0-8,0 renk oksitlerinden oluşur. Üst yapı seramiği nano-florapatit veneer seramiği olan IPS e.max Ceram (SiO<sub>2</sub>-LiO<sub>2</sub>-Na<sub>2</sub>O-K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-CaO-P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>-F) veneer materyalinden oluşmaktadır. Üst yapı seramiği bir cam matriks içerisinde nano boyutlarda (yaklaşık 300 nm uzunluğunda ve 100 nm çapında) iğne şeklindeki florapatit kristallerinden (Ca(PO<sub>4</sub>)<sub>3</sub>F) oluşmaktadır (Höland ve ark. 2003).

IPS e.max Press sisteminin temel kristal fazı olan lityum disilikat kristalleri hacimsel kristalizasyon adı verilen bir mekanizma ile oluşur. Hacimsel kristalizasyon; cam yapı içerisine çekirdek oluşumuyla maddeler katılarak homojen dağılım gösteren kristal odaklarının oluşumudur (Stappert ve ark. 2006).

IPS e.max in endikasyonları; Lamina veneerler, inley-onley restorasyonlar, anterior ve posterior kronlar, 3 üyeli anterior köprüler, ikinci premolara kadar olan 3 üyeli köprüler, anterior ve posterior bölgede yer alan tek üye implant üst yapısı, ikinci premolara kadar olan bölgede yer alan 3 üye implant üst yapısı gibi restorasyonlarda tercih edilmektedir (Küçük ve Kunt 2012). Bununla birlikte; birinci molar dişin pontik olarak yer aldığı molar köprüler, dört ya da daha fazla üyeli köprüler, inley bağlı köprüler, çok derin, subgingival preparasyonlar, brüksizm vakaları, kantilever köprüler ve Maryland köprüler IPS e.max için kontrendikedir (Küçük ve Kunt 2012).

#### **1.3.1.1.4 IPS e.max CAD**

CAD-CAM sistemler için geliştirilmiş olan lityum disilikat esaslı IPS e.max CAD bloklar IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıdadır. Fakat daha farklı bir ısıl işleme tabi tutularak parsiyel olarak kristalize edilirler. Parsiyel kristalize edilmelerindeki amaç; blokların hızlı ve kolay freze edilebilmelerini ve seramiğe yeterli direnci sağlamaktır. Parsiyel kristalize bloklardaki temel kristalize faz lityum metasilikattır ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ). Lityum metasilikatların uzunlukları 0,2 ile 1  $\mu\text{m}$  arasında değişir ve karışımda hacimce %40 oranında bulunurlar (Fasbinder ve ark. 2010).

Seramiğe yaklaşık olarak 130 MPa direnç kazandırır. Frezeleme işlemi ile restorasyon tamamlandıktan sonra vakumla 850  $^{\circ}\text{C}$  ısıl işleme tabi tutularak lityum metasilikat kristalleri lityum silikat kristallerine dönüşür. Bu dönüşümle cam matrikste yaklaşık 1,5  $\mu\text{m}$  boyutunda ve hacimce %70' i oluşturan lityum disilikat kristalli seramik elde edilir (Holand ve ark. 2006). Sonuç restorasyonda IPS e.max

Press sistemine benzer mekanik özellikler ve kristal yapı elde edilir (Fasbinder ve ark. 2010). IPS e.max CAD cam seramiklerin bükülme dirençleri 360-400 MPa dır, bu değer CAD-CAM sistemlerinin kullanıldığı sistemlerin birçoğundan 1.5-2 kat daha fazladır (Giordano 2006, Hopp ve Land 2013). IPS e.max CAD cam seramiklerde hem geleneksel hem de adeziv simantasyon teknikleri kullanılabilir (Akgungor ve ark. 2013, Dirxen ve ark. 2013).

Lityum disilikat seramikler ile ilgili pek çok araştırma vardır. Yüksek kristal içerikli seramik altyapılar çığneme kuvvetleri karşısında dayanıklılık göstermelerine karşın, daha düşük dirençteki üst yapılarda koheziv kırık oluşumu ile üstyapı ve altyapı seramiğinin birbirinden ayrılması sık karşılaşılan başarısızlık nedenidir (Aboushelib ve ark. 2005). All-Dohan ve ark. tarafından yapılan çalışmada lityum disilikat içerikli seramiklerde altyapı ve üstyapı arasındaki bağlantının alumina ve zirkonya içerikli seramiklere göre daha yüksek olduğu bulunmuştur (Al-Dohan ve ark. 2004, Daou 2014).

### **1.3.2 Cam İnfiltre Edilmiş Seramikler**

Cam infiltre edilmiş seramik sistemi, erimiş cam partiküllerinin sinterlenmiş oksit altyapıya infiltre edilmesinden dolayı In-Ceram olarak adlandırılmıştır. In-Ceram sisteminin temsilcileri günümüzde In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia (Vita, D-Bad Sackingen) dir (Şener ve Türker 2009b).

#### **1.3.2.1 In-Ceram Alumina**

In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Vita, DBad Sackingen) 1989'da tanıtılan sisteminde alumina alt yapının şekillendirilip fırınlanmasının ardından içerisine cam ilave edilir. In-Ceram Alumina %99,56 saf alumina içeren seramik sistemi ile ön ve

arka bölgelerde, üç üyeli köprülerin ve tek kuron restorasyonlarının uygulanmasında endikedir (Kelly ve ark. 1996, Conrad ve ark. 2007). Işığın tam olarak geçişine izin vermeyen bu seramik sistemi yarı opak yapıya sahiptir ve estetik olarak da kullanımı kısıtlıdır (Heffernan ve ark. 2002b). In Ceram Alumina kopinglerin üzerine feldspatik porselen materyal işlenebilir, bunun yanısıra alumina bloklar (VITABLOCS In-Ceram Alumina; VITA Zahnfabrik) CEREC (Sirona Dental Systems) kazıma sistemi ile de kullanılabilir (Bindl ve Mormann 2002, Conrad ve ark. 2007).

### **1.3.2.2 In-Ceram Spinell**

In-Ceram Alumina sisteminin opak alt yapısına, farklı bir alternatif olarak In Ceram Spinell sistemi (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen) 1994 yılında piyasaya sunulmuştur. Cam infiltre edilmiş magnezia ve alumina karışımını içeren In-Ceram Spinellin üretilme aşamaları In-Ceram Alumina ile benzerdir. In-Ceram aluminadan bükülme direnci daha düşüktür, ancak translusensliği In Ceram aluminanın iki katı kadardır. Estetik ihtiyacın fazla olduğu ön bölgede kuron restorasyonu endikasyonu vardır (Kelly ve ark. 1996, Fradeani ve Redemagni 2002, Conrad ve ark. 2007). In-Ceram Alumina bloklar gibi In-Ceram Spinell materyali, CEREC (Sirona Dental Systems) sistemi ile kullanılabilir (Conrad ve ark. 2007).

### **1.3.2.3 In-Ceram Zirconia**

In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen), orjinal In Ceram alumina sisteminin %35 oranında nispeten stabilize olmuş zirkonya ile cam infiltre edilmiş alumina içeren bir modifikasyonu şeklindedir (Sundh ve Sjogren 2004). In Ceram zirconia, hazır bloklarla CAD/CAM teknolojisi ile veya slip cast tekniği ile de

uygulanabilir (Conrad ve ark. 2007). In-Ceram zirconianın aşırı opak olmasından dolayı anterior bölgede kullanımı uygun değildir, ancak posterior bölgede köprü ve kuron restorasyonlarının üretiminde uygundur (Heffernan ve ark. 2002a, Conrad ve ark. 2007). Fırınlamalar sonucunda alt yapı seramikleri büzülme gösterirler ancak zirconia alt yapıdaki büzülme göz ardı edilecek kadar düşük düzeyde olduğu için iyi marjinal adaptasyon sağlanmaktadır (Şener ve Türker 2009b).

### **1.3.3 Polikristalin Seramikler**

Polikristalin seramikler, düzgün bir sırada yoğun olarak birleşmiş atomlar içeren ve camsı komponentler içermeyen materyalleri ihtiva eder. Bu materyaller, atomların az yoğun olduğu, düzensiz yapıdaki camlara göre çatlakların ilerlemesini önlemektedir. Bundan dolayı cam seramiklerden daha güçlü ve dayanıklıdır fakat CAD/CAM sistemleri kullanılmadan şekillendirilmektedir (Kelly 2004). Polikristalin seramikler, camsı seramiklerle karşılaştırıldıklarında daha opaktırlar ve altyapı materyali olarak kullanılır. Estetik ise üst yapıda kullanılan camsı seramikler ile sağlanmaktadır (Kelly 2004).

### **1.3.4 Seramik İnleyler**

Seramik inleyler, sağlam bukkal ve lingual duvarlara sahip zayıflamış posterior dişlerde Sınıf I ve sınıf II metal restorasyonlara estetik bir alternatif sunmaktadır. Bu restorasyonlar diş yapısını korumak için bir seçenek iken, diğer taraftan zayıf dişleri güçlendiren modern adeziv teknolojinin mekanik özelliklerinden faydalanmaktadır. Seramik inleyler tarihte uzun dönem klinik başarısı olan amalgam veya döküm metalik restorasyonlara bir alternatif sağlamaktadır (Hopp ve Land 2013).

Seramik inleyler uygulayıcıya doğal diş yapısını sararak, mükemmel renk uyumunu yakalamasında yardımcı olmaktadır. Uygun renk seçiminin sağlanması, üretilen restorasyonun uygun translüsensiye sahip olması, seramik inleyleri restore edilen diştten ayırımını oldukça zorlaştırmaktadır. Fiziksel özellikleri kıyaslandığında

direk posterior kompozit rezin restorasyonlara oranla daha geliştirilmiştir. Preperasyon kenarları minede konumlandığında seramik inleyler amalgam veya altın restorasyonlarla kıyaslandığında azalmış mikrosızıntı potansiyeline sahiptir. Ancak mevcut adeziv sistemlerle servikal kenarlar dentinde konumlandığında mikrosızıntıyı tam olarak elimine edememektedirler (Jackson 2012).

#### **1.3.4.1. Seramik İnleylerin Endikasyonları**

Seramik inley endikasyonları birçok döküm-metal inleylerle aynı endikasyonları ve ek olarak bazı endikasyonları içermektedir. Seramik inleyler diş yapısı için koruyucudur ve daha çok koronal dokunun korunmasına izin vermektedir. Bukkal ve lingual duvarları sağlam, posterior kompozit restorasyon yapımına engel olacak derecede aşırı istmus genişliğine sahip sınıf II restorasyon yapımı gereken hastalarda, metal-döküm veya amalgam restorasyonlara alternatiftir.

Seramik inleyler direkt kompozit rezinlerden daha güçlü yapıdadır, daha üstün fiziksel özelliklere sahiptirler, direkt posterior kompozitlerin polimerizasyon dönüşümlerinin sınırlı olması, yapılarının güçlü olmasını da kısıtlamaktadır (Cramer ve ark. 2011).

Ancak ek bir randevu ihtiyacı, tedavinin uygulanması için belli bir beceri düzeyi gerektirmesi ve kullanılan materyallerin maliyetlerinin yüksek olmasından dolayı, seramik inleyin kompozit rezine göre avantajları kısıtlıdır.

#### **1.3.4.1 Seramik İnleylerin Kontrendikasyonları**

Seramik inleyler zayıf plak kontrolü ve aktif çürüğü olan hastalarda kontrendikedir. Porselen kırığının seramik inleylerin başarısızlığında primer neden olarak rapor

edilmesinden dolayı, çok ağır yüklemekten kaçınmak gerekir (Rosenstiel ve ark. 2006). Bu şartlar altında seramiğin kırılma doğası bu restorasyonlar için yüksek risk oluşturmaktadır. Uygun olmayan oklüzyon varlığında grup-fonksiyonlu bir oklüzal düzenleme yapmak veya bruksizm gibi parafonksiyonel aktivitesi olan hastalarda ihtiyatlı olmak gerekir.

#### **1.4 CAD/CAM sistemleri**

Günümüzde CAD/CAM teknolojisi, mobilya, otomobil, uçak ve uzay araştırmalarında, elektronik, iletişim ve her türlü endüstriyel ürünün yanı sıra tıp ve diş hekimliği alanında implant ve protezlerin üretilmesi gibi akla gelebilecek birçok alanda kullanılabilir (Miyazaki ve Hotta 2011b, Bhambhani ve ark. 2013).

CAD/CAM terimi, bilgisayar kontrolüyle çalışan makine ile üretilen malzemenin, bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı anlamına gelen makine teknolojisinde kullanılan bir kelimedir (Tinschert ve ark. 2004). Bilgisayar destekli dizayn (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) 1950 ve 1960 yılları arasında sistemlerine ait prototiplerin farklı sanayi dallarında kullanıma sunulması ile birlikte, Francois Duret 1971 yılında, endüstride kullanılan teknolojinin diş hekimliğine transfer edilebileceği fikrini ortaya atarak CAD/CAM teknolojisini diş hekimliğine tanıtmıştır. Heitlinger ve Rodder 1979'da, Mörmann ve Brandestini 1980 yılında CAD/CAM sistemlerini kapsayan çalışmalar yapmışlardır. Garanciere konferansında 1983 yılında Fransa'da CAD/CAM'in ilk dental prototipi tanıtılmıştır. Laboratuvar işleme tabi tutulmadan şekillendirilip ağıza yerleştirilen ilk krun 1985 yılında üretilmiştir (Duret ve ark. 1988, Leinfelder ve ark. 1989, Preston ve Duret 1996, Karataşlı ve Tunç 2006).

CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde rutin kullanımı Mörmann ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmayla sağlanmıştır. Mörmann, özellikle posterior bölgede estetik materyallerin restorasyonu konusunda yaptığı çalışmalarda, kompozit materyallerde polimerizasyon büzülmesi, kenar açıklıkları, abrazyon ve modelajın zorluğu gibi olumsuzluklardan dolayı ve estetik materyallerle hazırlanan inleylerin adeziv tekniklerle simantasyonunun, tüm sorunlara çözüm olacağını iddia etmiştir (Mörmann 2004).



Geleneksel laboratuvar yöntemlerinde restorasyonun başarısı; dental teknisyenin tecrübesi, porselen karışımının homojenitesi, fırının kalibrasyonu, restorasyonun fırınlanma sayısı, döküm sırasındaki hassasiyet, fırınlanma ve soğutma süreleri gibi birçok faktörden etkilenmektedir (Stawarczyk ve ark. 2011, Kanat ve ark. 2013). CAD/CAM sisteminde ise; restorasyonun manşete alınması, döküm ve tesviye işlemleri gibi birçok laboratuvar aşaması ortadan kaldırıldığı gibi, siman boşluğunun µm düzeyinde belirlenebilmesi nedeniyle istenilen kenar uyumuna sahip restorasyonlar hızlı bir şekilde elde edilebilmektedir (Beuer ve ark. 2009, Miyazaki ve Hotta 2011b).

Günümüze kadar bu teknoloji; prefabrik seramik bloklar kullanılarak tek seferde restorasyon yapılmasına dayanan klinik uygulamalar da ayrıca kullanılan materyallerin ve restorasyon çeşitlerinin artmasına imkan sağlayan, CAD/CAM teknolojilerine yönelik üretim merkezleri dental laboratuvarların kurulmasıyla birlikte iki yönlü olarak gelişmiştir (Strub ve ark. 2006, Beuer ve ark. 2008).

Ayrıca CAD/CAM sisteminde kullanılmak üzere özel olarak üretilen zirkonya ve metal bloklar ile altyapılar hazırlanabilirken, farklı renk geçişlerine sahip seramik bloklar ile sistemleri laminate veneer, inley, onley, tam ve bölümlü kron ve köprü sistemleri (Raigrodski 2004c, Sjogren ve ark. 2004, Fasbinder 2006) hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları (Williams ve ark. 2004, Abduo ve ark. 2014), implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarımı ve üretilmesi (Marchack 2007) gibi geniş bir endikasyon alanını içermektedir (Ersu ve ark. 2008, Beuer ve ark. 2009, Daou 2014).

Günümüzde CAD/CAM teknolojisi maksillofasiyal protezlerin implant destekli protezlerde dayanak (Yuzugullu ve Avcı 2008), hibrit protez ve kron-köprü alt yapı tasarım ve üretilmesinde (Kupeyan ve ark. 2006, Drago ve Peterson 2007) de uygulanmaktadır (Abduo ve ark. 2014).

Tüm CAD-CAM sistemleri, bilgisayarlı yüzey taraması (computer surface digitization) (CSD) ve ağız ortamından bilginin elde edilip kaydedilmesi altyapısının tasarımı (CAD), alt yapının/restorasyonun üretilmesi (CAM) olmak üzere üç fonksiyonel bölümü bulunmaktadır (Denissen ve ark. 2000, Strub ve ark. 2006). Restorasyonu yapılacak diş modelleri bilgisayara üç boyutlu olarak aktarılmaktadır (Chen ve ark. 1997). Genellikle veriler model üzerinden mekanik veya optik

sayısallaştırıcıların (digitizer) kullanımıyla elde edilmektedir. Mekanik sayısallaştırıcı, tarayıcının diş ile pozisyonunu göreceli olarak koruyarak, prepare edilmiş diş yüzeyinin haritasını oluşturmaktadır. Optik tarayıcılarda direkt optik ölçü, ağız içi tarayıcısı ile tamamlanırken, indirekt optik ölçüde ise geleneksel yöntemlerle üretilen bir çalışma modeli oluşturulmaktadır (Kurbad 2001, Şahin ve ark. 2009).

Optik ölçünün bilgisayara aktarılmasının ardından, planlanan restorasyonun bilgisayar ortamında tasarım aşamasına geçilir. Bilgisayar ortamına kaydedilen veriler sonrasında bilgisayar yazılımı kullanılarak noktacıklardan oluşan sanal bir modele dönüştürülmektedir. Restorasyon tasarımı bittikten sonra CAD yazılımı, sanal ortamdaki modeli, CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirmektedir (Strub ve ark. 2006).

Bilgisayar ortamında yapılan modelasyonun ardından bilgisayar destekli frezeleme sistemleri ile hazır porselen bloklardan kazıma işlemi yapılarak üretilmektedir (Abduo ve ark. 2014).

Sistemin esası; çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak kompozit, seramik veya metal bloklardan köprüler, kuronlar ve sabit protez alt yapıları üretmesine dayanır (Heffernan ve ark. 2002b).

Ticari olarak mevcut CAD/CAM sistemlerinde veri elde etme işlemi çeşitli optik veya mekanik görüntüleyicilerle modeller üzerinden veya direkt ağız içinden okumaktadır (Strub ve ark. 2006). Optik dijitalleştiriciler de herhangi bir harekete karşı son derece hassastır. Bu nedenle mevcut CAD/CAM sistemlerinin bazıları alçı modelden temas uçlu, lazer uzaklık ölçer, CCD kameralı çizgisel lazer ışını şeklinde olabilmektedir (Miyazaki ve ark. 2009).

## **1.5 Mikrosızıntı**

Mikrosızıntı; oral kaviteden bakterilerin, ağız sıvılarının, moleküllerin ve iyonların, kavite duvarları ile restorasyon materyali arasındaki klinik olarak tespit edilemeyen geçişi olarak tanımlanmaktadır (Kidd 1976, Gwinnett ve ark. 1995). Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan bir çok restorasyon materyali oral sıvılardan gelen birçok bakteriye, bakteri ürünlerinin dentine geçişine izin verebilmektedir (Arias ve ark. 2004, Poggio ve ark. 2012).

Mikrosızıntıdan dolayı zamanla restorasyon kenarlarında renklenme, çatlaklar, madde kayıpları, post operatif hassasiyet, ikincil çürük oluşumu ve pulpada enflamasyon oluşabilmektedir (Sarı ve Özmen 2013).

Klinik koşullarda mikrosızıntı, restorasyondaki marjinal renklenme, sekonder çürük, postoperatif hassasiyet ve pulpa iritasyonu gibi bazı özelliklerle yakından ilişkilidir, restorasyon ara yüzündeki sızıntının engellenmesi restorasyonların başarısı ve klinik ömrü açısından büyük önem taşımaktadır. İdeal bir restorasyon materyali kavite duvarlarına iyice adapte olabilmeli ve iyi bir izolasyon sağlamalıdır (Basavanna ve ark. 2012). Bununla birlikte, oluşabilecek kenar aralığı, plak birikimine, bakteri ve toksinlerinin geçişine, yani mikrosızıntıya sebep olacak ve bunun sonucunda kenar renklemesi, post-operatif hassasiyet, sekonder çürük, dişeti iltihabı ve pulpa hastalıkları gibi istenmeyen durumlara neden olabilmektedir (Ferrari ve ark. 1999, Erdemir ve Yaman 2011b).

İyi bir kenar uyumu sonucunda, mikro aralık oluşmaması ve bu aralığa bakterilerin yerleşmemesine bağlı olarak çürük ve dişeti hastalıklarının gelişimi önlenecek veya geciktirilebilecek ayrıca ağız sıvılarının dentine doğru sızması sonucu bakteri ve toksinlerinin dentin kanalları yoluyla pulpada iltihapsal değişmelere neden olması engellenebilecektir. Kenar uyumu iyi olan bir restorasyon sonrasında bu faktörlerin elimine edilmesiyle birlikte, restorasyonun ömrü de uzamaktadır (Yoshikawa ve ark. 2001).

Mikrosızıntının nedenleri arasında seçilen restorasyon maddesi ile diş dokuları arasındaki termal genişleme katsayısı farklılığı, mine ve dentin arasındaki termal genişleme kat sayısı farklılığı, materyalin polimerizasyonu esnasında büzülmesi, zamanla restorasyon yüzeyinin aşınması, restorasyonun okluzal kuvvetler ile elastik deformasyona uğraması, restorasyonun yerleştirilmesi esnasında gerekli kurallara uyulmaması ve hekimin dikkatsizliği sayılmaktadır (de Morais ve ark. 1999, Bembı ve ark. 2013).

Mikrosızıntının oluşum sürecinde restoratif materyallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri ve oklüzal kuvvetlerin önemli rol oynadığı bilinmektedir. Polimer yapılı restoratif materyallerin sertleşmesi sırasında görülen polimerizasyon büzülmesi, restoratif materyal ile diş dokuları arasındaki ısı genişleme katsayısındaki farklılık ve restorasyon materyalinin su emmesi mikrosızıntı açısından klinik başarıyı etkileyen

faktörler olarak bildirilirken, amalgam materyalinin fiziko-kimyasal ve mekanik özellikleri klinik başarıyı etkileyen faktörler olarak bildirilmiştir (Dauvillier ve ark. 2000, Giachetti ve ark. 2006, Cramer ve ark. 2010).

Restorasyonların kalıcılığını olumsuz etkileyen, diş ve materyal arasında renklenmelere, postoperatif duyarlılığa, beklenmeyen pulpa cevapları ve tekrarlayan çürük lezyonlarının oluşumuna neden olan marjinal sızıntıyı önlemek ya da en aza indirmek için dental materyallerin yapısal özellikleri ya da uygulama tekniklerinin geliştirilmesine çalışılmaktadır (Knobloch ve ark. 2005, Youssef ve ark. 2006, Ayyıldız ve ark. 2009, Baştuğ ve Gözneli 2012).

Restoratif materyalin mikrosızıntısını değerlendirmek için; bakteriyel sızıntı inceleme yöntemi, elektrokimyasal yöntem, nötron aktivasyon analiz yöntemi, radyoaktif izotoplar yöntemi, sıvı filtrasyon yöntemi, taramalı elektron mikroskobu, insan serumu sızıntı yöntemi, gaz kromotografi yöntemi ve boya penetrasyon yöntemi (bazik fuksin, fluoresans boyalar, metilen mavisi) *in vivo* ve *in vitro* birçok yöntem geliştirilmiştir (Alani ve Toh 1997, Karadağ 2005).

Bu yöntemler arasında, maliyetinin düşük olması, güvenilir olması, toksik olmaması, görülebilen ışık altında kesin olarak saptanabilmesi, suda çözünebilmesi, direkt, hızlı ve hatasız ölçümlere imkan tanınması ve sert dokularla reaksiyona girmemesi, apatit kristalleri veya dentin matriksi tarafından yüzeyde tutulması gibi avantajlarından dolayı en yaygın ve pratik olanı boya penetrasyonudur (Karadağ 2005, Heintze 2007, Ayyıldız ve ark. 2009, Dallı ve ark. 2009, Erdemir ve Yaman 2011a). Üç boyutlu olan sızıntının sadece iki boyutta izlenebilmesi ve sızıntının yoğunluğundaki değişikliklerin tespit edilememesi ise boya sızıntısı yönteminin en önemli dezavantajıdır (Ayyıldız ve ark. 2009).

Boya sızıntısı yönteminde kullanılabilen boyalar; metilen mavisi % 0,2-10, bazik fuksin %0,5- 2, kristal viyole %0,05, florosan %2-20, anilin mavisi %2, gümüş nitrat %50, toluidin mavisi %0,25, eritrosin %2 ve Rodamin B %0,2'dir (Van Meerbeek 2010, Erdemir ve Yaman 2011a). Bunlardan en çok kullanılan boya solüsyonu %2'lik metilen mavisidir (Piva ve ark. 2002, Williams ve ark. 2002, Karadağ 2005). Bu teknik; çekilmiş ve restore edilmiş bir dişin apeksinin tıkanarak restorasyon dışında kalan tüm yüzeyinin cila veya mum ile kaplanmasından sonra belirli bir süre için boya solüsyonu içinde bekletilmesi daha sonra örneklerin kesitleri

alınarak sızan boya miktarı mikroskop altında incelenmesi temeline dayanmaktadır (Heintze 2007, Erdilek ve ark. 2009, Koubi ve ark. 2012).

Sızıntı çalışmalarında restorasyon materyali ile kavite duvarı arasındaki boşluk ayırt edilebilmelidir (Van Meerbeek 2010; Johnson ve Zakariasen, 1983; Taylor, 1992). Bakterilerin çapları 0-5 µm olduğundan restorasyon ara yüzünden kolaylıkla girebilirler bu nedenle bakterinin girebileceği her alana boya da girebilmelidir (Herle ve ark. 2004, Yavuz ve Aydın 2005). Kullanılan boyalar solüsyon ya da farklı boyutlarda partiküller içeren süspansiyonlar şeklinde olmasından dolayı çalışmalarda boyaların farklı konsantrasyonları ve farklı bekletme sürelerinde kullanılmaktadır (Mueninghoff ve ark. 1990, Heintze 2007, Sirisha ve ark. 2014).

Sızıntı araştırmalarında boya penetrasyonu ile kenar sızıntısının saptanmasında genellikle basamaklı olarak artan skalalar kullanılmaktadır (Williams ve ark. 2002).

## 1.6 Termal Siklus İşlemi

Malzemelerin *in vivo* dayanımını öngörebilmek için sıklıkla kullanılan *in vitro* bir test yöntemidir (Palmer et al., 1992). Termal siklus test protokolleri temel olarak ağız ortamını laboratuvar koşullarına nakletmek ilkesini hayata geçirmek üzere tasarlanmıştır (Palmer et al., 1992). İlk kez Nelsen et al. (1952) tarafından dolgu malzemelerinin mikrosızıntı özelliklerini test etmek üzere geliştirilmiştir.

Restorasyon için kullanılan materyallerin ağız ortamındaki davranışlarını öğrenmek için birtakım yöntemler kullanılmaktadır. *In vitro* şartlarda termal siklus, restorasyonları yaşlandırmak için kullanılan yöntemlerin başında gelmektedir (Türkün ve Ergücü 2004). Termal siklus deyimi (ısı çevrim, ısıl döngü), *in vitro* olarak bir dişe ya da restoratif materyale ağız ortamını taklit eden ısı değişimi uygulanmasını ifade etmektedir (Helvatjoglu et al., 2004, Rossomando and Wendt 1995). Bu yöntemde, restoratif materyallerin sıcak ve soğuk uygulanması durumlarında meydana gelen ısı değişikliklerine tepkileri incelenmektedir. Bu test yöntemi ile restoratif materyallerin bağlanma dayanımları, marjinal aralanmaları ve ısı değişikliklerinin materyallere etkileri incelenmektedir. Restorasyonların termal siklusu için 4°C ile 60°C arasında değişen sıcaklıkların kullanılmasını öneren farklı metotlar kullanılmıştır (Şengün ve ark. 2005). Ağız içerisinde ısı değişimlerinin

sayısıyla ilgili kesin bir veri olmamasına rağmen günlük ortalama 20-50 siklusun olduğu varsayılarak 10.000 siklusun 1 yıla karşılık geleceği bildirilmektedir (Gale ve Darvell 1999). Restoratif materyalleri yaşlandırmak amacıyla uygulanan termal siklus sayısı 1 ile 1.000.000 arasında değişmektedir. 500 ile 10.000 siklus arası uygulamanın anlamlı olduğu kabul edilmektedir. Termal siklus uygulaması ile ilgili yapılan çalışmalarda uygulanan termal siklus sayısı, banyo sıcaklıkları, daldırma süreleri ve transfer zamanı ile ilgili farklılıklar görülmektedir (Vult von Steyern ve ark. 2006).

### **1.7 Amaç**

Bu çalışmada, CAD/CAM sistemi ile üretilen IPS e.max CAD ve Lava Ultimate, presleme yöntemiyle elde edilen IPS e.max Press ve direkt olarak hazırlanan kompozit inley restorasyonların mikrosızıntı değerlerinin *in vitro* olarak araştırılması amaçlanmıştır.

### **1.8 Hipotez**

CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilen inley restorasyonlarda; diğer restorasyonlara göre daha düşük mikrosızıntı değerleri görülmesi beklenmektedir.

## 2 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma deneysel bir çalışma olarak, çekilmiş dişlerde gerçekleştirilmek üzere planlandı. Diş seçiminde çatlak, kırık veya çürük olmamasına dikkat edildi. Çalışmada 80 adet üçüncü molar diş kullanıldı. Diş üzerindeki eklentiler kretuar yardımıyla uzaklaştırılarak, fırça ve pomza ile temizlendi. Dezenfeksiyonunun sağlanması için %0,1'lik timol solüsyonu içerisinde 24 saat süre ile bekletildi. Daha sonra çalışma süresince oda sıcaklığında %0.09'luk serum fizyolojik içerisinde saklandı.

Tüm gruptaki dişlere su soğutması altında 850-012-16 ML no'lu elmas frez (Diatech, Swiss Dental Instruments, Heerbrugg, İsviçre) ile, okluzal genişliği bukko-lingual tüberküller arası mesafenin 1/3'ü, aproksimal bölgedeki genişliği bukko-lingual mesafenin 1/3'ü kadar, okluzal kavite derinliği 2 mm. aproksimal kavite derinliği mine-sement sınırının altında Sınıf II (OM) kaviteler açıldı. Kavitelerde restorasyonların ve ölçünün rahat çıkabilmesi için, inley frezleri ile taban ve yan duvarlar arasında 6°'lik açı oluşturuldu ve kavite içerisindeki köşeler yuvarlaklaştırıldı. Daha sonra dişler her grupta 20 adet olacak şekilde dört gruba ayrıldı:

**Grup 1** (n=20): Prepare edilen dişlere iki tabaka lak (İmiseal lak, İmicryl, Konya, Türkiye) uygulandı. Daha sonra dişlere kompozit rezin materyal (Filtek Ultimate, 3M ESPE, ABD) (Çizelge 2.1) üretici firma önerileri doğrultusunda oblik tabakalama tekniği kullanılarak iki tabaka şeklinde yerleştirildi ve her tabaka birer defa 20 sn. ışık uygulandı (3M ESPE Elipar S10, 3M ESPE, Seefeld, Almanya). Sonra restorasyon dişten çıkarılarak iki yüzeyden tekrar ışık uygulandı, fazlalıkları alınarak düzeltildi. Sonrasında lak kavitelerden uzaklaştırıldı ve dişlerin mine kenarlarına %37'lik fosforik asit (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 10 sn. uygulandı, yıkandı, kurutuldu. Adper Single Bond (3M ESPE, ABD) uygulandı, Rely X ARC (3M ESPE, ABD) (Çizelge 2.3) üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanarak restorasyonlar dişlere simante edildi (Şekil 2.1). Siman fazlalıkları uzaklaştırıldı. Oklüzal ve gingival yüzeyden 40 sn. ışık (3M ESPE Elipar S10, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) uygulandı. Restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri elmas frez ve Sof-Lex (3M ESPE, ABD) diskleri kullanılarak

tamamlandı (Şekil 2.2).



**Şekil 2.1** Lava ve Filtek restorasyonların simantasyonunda kullanılan materyaller



**Şekil 2.2** Filtek Ultimate ile hazırlanan inley restorasyon

**Grup 2 (n=20):** İnley kavitesi hazırlanan örnekler, Optik okuyucu (3Shape Trios, Copenhagen, K Danimarka) kullanılarak (Şekil 2.3) kavitesi hazırlanmış dişlerin dijital görüntüleri elde edildi.



**Şekil 2.3** 3Shape Trios sistemi

3Shape Trios Dental sistem kullanılarak restorasyonun yapılacağı diş numarası, restorasyon tipi ve dizaynı belirlendi. Siman aralığı tüm örnekler için standart 40 µm olarak ayarlandı. Restorasyonun bitim sınırları çizildi, bitim sınırına uygun olarak restorasyon sistem tarafından otomatik olarak tasarlandı. Seçilen blok



(Lava Ultimate, 3M ESPE, ABD) (Çizelge 2.1) aşındırma ünitesine (İmes İcore 550i, Almanya) yerleştirildikten sonra kazıma işlemi başlatıldı. Bu işlem her bir restorasyon için 10 dakika sürdü (Şekil 2.4).



**Şekil 2.4** Lava ultimate ile hazırlanan inley restorasyon örneği

İnley restorasyon hazırlandıktan sonra, dişler ve restorasyon yıkandı, kurutuldu. Seramik iç yüzeyi 50 µm partikül büyüklüğünde alüminyum-oksit tozu Microetcher ve Macro Cab cihazında (Danville Engineering Inc. ABD) kullanılarak pürüzlendirildi. Restorasyon 30 sn. suyla yıkanarak kurutuldu. Sonrasında 60 sn. Rely X seramik primer (3M ESPE, ABD) uygulandı ve hava ile kurutuldu. Bir fırça ile restorasyonun iç yüzeyine Adper Single Bond (3M ESPE, ABD) uygulandı ve hava spreyi ile inceltildi. Diş yüzeyleri %37'lik fosforik asit (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile 10 sn. asitlendi, yıkandı, kurutuldu. Diş yüzeyine Adper Single Bond (3M ESPE, ABD) ve sonrasında Rely X ARC (3M ESPE, ABD) kavite yüzeylerine uygulandı. Restorasyon dişe yerleştirildikten sonra siman fazlalıkları uzaklaştırıldı. Her bir yüzey 40 sn. olmak üzere vestibül ve oral yüzeyler ışık uygulaması ile (3M ESPE Elipar S10, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) sertleştirildi (Şekil 2.5).



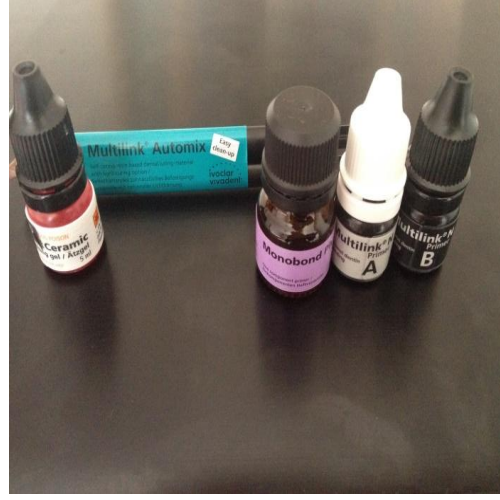
**Şekil 2.5** Lava Ultimate ile hazırlanan inley restorasyon

**Grup 3** (n=20): Kavite preparasyonu tamamlanan diş kurutulduktan sonra polivinil siloksan ölçü maddesi (Zeta Plus, Zhermack, Rovigo, İtalya) ile dişlerin ölçüleri alındı. Sonrasında ölçülere Tip IV dental sert alçı (GC Fujirock EP, GC Europe N.V, Leuven, Norveç) dökülerek alçı modeller elde edildi. Her bir alçı modele iki tabaka die spacer (Stumpflack die spacer, S&S Scheftner GmbH, Mainz, Almanya) uygulandı. Die spacer kuruduktan sonra tüm yüzeylerde eşit kalınlıkta olacak şekilde modelaj mumu (Crown wax, Bego GmbH, Bremen, Almanya) ile restorasyonun modelasyonu yapıldı. Mum modelasyonlar 2 mm. çapında mum çubuk ile manşetin tabanına bağlandı. Mum örnekler silikon manşete yerleştirildikten sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda özel revetmanı (IPS PressVest, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak revetmana alındı. Bir saat süreyle revetmanın sertleşmesi beklendikten sonra silikon manşetten çıkarılan revetman oda ısısındaki ön ısıtma fırınına yerleştirildi. Fırın ısısı 850°C'ye ulaştığında 1 saat süreyle bekletildi. Ön ısıtması tamamlanan revetman hızlıca presleme fırınına yerleştirildi. Seçilen IPS e.max Press ingot (Çizelge 2.2) sıcak revetmandaki yuvaya yerleştirildi. Programat EP5000 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Şekil 2.6) fırınında presleme için uygun program seçilerek presleme işlemi gerçekleştirildi.



**Şekil 2.6** Programat EP 5000 firını

Pressleme işlemi tamamlandıktan sonra yaklaşık 1 saat soğumaya bırakılan revetman oda ısısına ulaştığında revetmanın fazlası separe ile kesilerek uzaklaştırıldı. Restorasyon revetman içerisinde görünene dek 4 bar basınçla, daha sonra ise 2 bar basınçla kumlanarak tüm revetman uzaklaştırıldı. Örnekler ultrasonik temizleyicide IPS e.max Invex Liquid (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) içerisinde 10 dakika bekletilerek presleme sırasında oluşan reaksiyon tabakasından temizlendi. Ardından tekrar 100 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile 1-2 bar basınçla kumlandı. Örnekler, tijleri kesildikten sonra tesviyesi tamamlandı. Son olarak glaze işlemi uygulandı. Seramik inleylerin iç yüzeyine, tutuculuğu arttırabilmek amacıyla 60 saniye hidroflorik asit (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı. Takiben, aynı yüzeye silan (Monobond-S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanıp 60 saniye beklendi ve hava ile kurutuldu. Dış yüzeyine Multilink primer A ve Primer B (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 1:1 oranında karıştırıldıktan sonra uygulandı ve 5 sn. hava uygulanarak inceltildi. Sonrasında Multilink Automix siman (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Çizelge 2.3) seramiğin iç yüzeylerine uygulandı (Şekil 2.7). Restorasyon dişe yerleştirildikten sonra taşan siman fazlalıkları uzaklaştırıldı. Her biri 40 sn. olmak üzere vestibül ve oral yüzeylerden (3M ESPE Elipar S10, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ışık uygulaması ile sertleştirildi (Şekil 2.8).

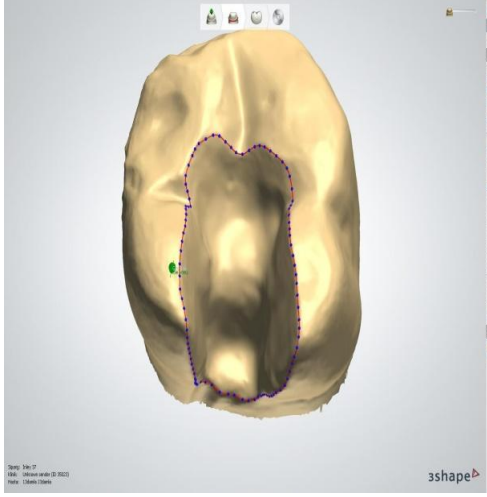


Şekil 2.7. e.max press ve e.max CAD restorasyonların simantasyonunda kullanılan materyaller

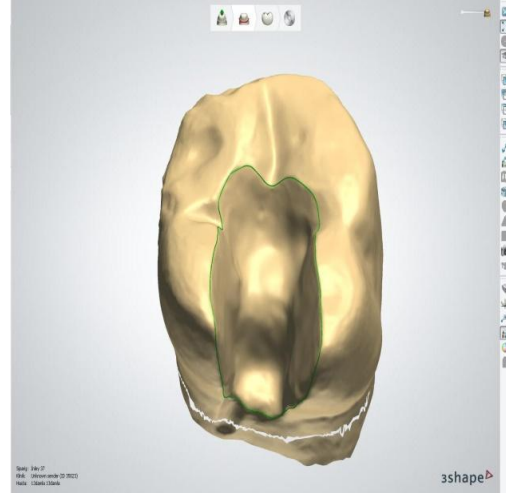


Şekil 2.8. e.max press ile hazırlanan inley restorasyon

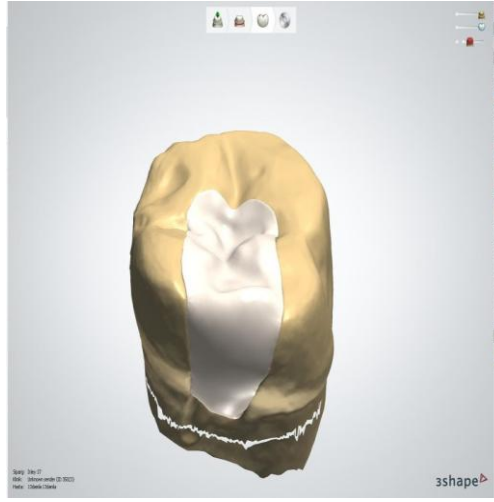
**Grup 4** (n=20) Optik okuyucu (3Shape Trios, Copenhagen, K Danimarka) kullanılarak kavitesi hazırlanmış dişlerin dijital görüntüleri elde edildi. Materyal seçimi IPS e.max CAD (Çizelge 2.2) olarak seçildi. Siman aralığı tüm örnekler için standart 40 µm olarak ayarlandı. Bilgisayarda restorasyonun bitim sınırları çizildi (Şekil 2.9-2.10). Belirlenen bitim sınırına uygun olarak restorasyon tasarlandı (Şekil 2.11).



**Şekil 2.9** E.max CAD restorasyon uygulanacak dişin dijital görüntüsü



**Şekil 2.10** E.max CAD restorasyonun bitim sınırları



**Şekil 2.11** Bitim sınırına uygun olarak tasarlanmış restorasyonun dijital görüntüsü

Seçilen blok aşındırma ünitesine yerleştirildikten sonra aşındırma işlemi başlatıldı. Bu işlem her bir restorasyon için 10 dakika sürdü. (Şekil 2.12)



**Şekil 2.12** e.max CAD ile hazırlanan inley restorasyon örneği

Elde edilen seramik inley restorasyonlar bu aşamada mavi renkteki prekrystalize fazda iken gerekli aşındırma ve düzeltmeler yapıldı. Programat P500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırınında (Şekil 2.13) 850°C’de 10 dakika süre ile kristalizasyon işlemi tamamlandı.



**Şekil 2.13** Programat P500 fırın

Son olarak glaze tabakası uygulandı. Adeziv simantasyon için prepare edilen dişler pomza ve fırça ile temizlendi, yıkandı, kurutuldu. Restorasyon yıkandı ve kurutuldu. Seramik inleylerin iç yüzeyine, tutuculuğu arttırabilmek amacıyla 60 saniye hidroflorik asit (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı. Takiben, aynı yüzeye silan (Monobond-S, Ivoclar

Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanıp 60 saniye beklendi ve hava ile kurutuldu. Diş yüzeyine Multilink primer A ve Primer B (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 1:1 oranında karıştırıldıktan sonra uygulandı ve 5 sn. hava uygulanarak inceltildi. Sonrasında Multilink Automix siman (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramiğin iç yüzeylerine uygulandı. Restorasyon diş yerleştirildikten sonra taşan siman fazlalıkları uzaklaştırıldı. Her biri 40 sn. olmak üzere vestibül ve oral yüzeyler uzun süreli ışınlama ile sertleştirildi. Böylece tüm restorasyonlar tamamlandı (Şekil 2.14).



**Şekil 2.14** e.max CAD ile hazırlanan bir inley restorasyon

Tüm gruplara ait hazırlanan örnekler 5°C ( $\pm$  1°C) ile 55°C ( $\pm$  1°C) sıcaklığındaki su banyolarında 10.000 kez termal siklusa (Esetron Mekatronik Mühendislik Ltd. Şti. Türkiye) tabi tutuldu (Şekil 2.15).



**Şekil 2.15** Termal siklus cihazı

Termal siklus işlemleri sonrasında restorasyon dışındaki bölgelerden boya penetrasyonunu önlemek için dişlerin apeksleri kompozit rezin ile kapatılarak restorasyon kenarına 1 mm. uzaklıkta olacak şekilde bütün yüzeyleri tırnak cilası ile kaplandı ve ardından ikinci kat tırnak cilası da uygulandı (Şekil 2.16).



**Şekil 2.16** Tırnak cilası ile kaplanmış diş örneği

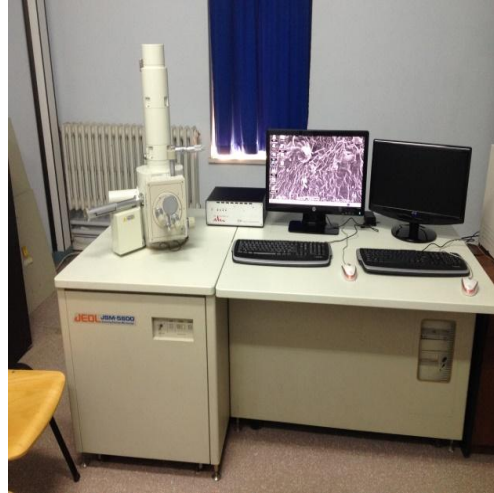
Örnekler bazik fuksin solüsyonunda bekletilinceye kadar oda sıcaklığında, distile su içerisinde saklandı. Tüm örnekler, % 0,5'lik bazik fuksin solüsyonunda 24 saat bekletildikten sonra su altında yıkanarak kurutuldu. Dişler akrilik rezine gömülerek kesme makinesi (Micracut Precision Cutter, Metkon Instruments Ltd, Türkiye) ile restorasyonları ortadan ikiye ayıracak şekilde, mesio-distal yönde kesilerek skorlandı. Boya penetrasyonu optik steromikroskop (Euromex, NZ.1903-P Hollanda) (Şekil 2.17) kullanılarak x30 büyütme ile değerlendirildi.





**Şekil 2.17** Stereomikroskop

Daha sonra her gruptan birer adet örnek taramalı elektron mikroskobu (SEM) (Şekil 2.18) kullanılarak incelendi.



**Şekil 2.18** Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

## **2.1 Verilerin İşlenmesi ve Değerlendirilmesi**

Restorasyonların, okluzal ve gingival bölgeler için tespit edilen en yüksek değerler, ilgili restorasyonun mikrosızıntı skorları olarak kaydedildi. Lucena-Martin ve ark. yaptıkları çalışmada (Lucena-Martin ve ark. 2001) olduğu gibi, her iki kesitten gingival ve okluzal bölgeler için elde edilen en yüksek değerler, ilgili restorasyonun mikrosızıntı skorları olarak belirlendi (Şekil 2.19):

Oklüzal bölgede boya penetrasyonunun değerlendirilmesinde şu skala kullanıldı:

0= Boya penetrasyonu yok

1= Kavite derinliğinin  $\frac{1}{2}$ 'si veya daha azı ile sınırlı boya penetrasyonu

2= Kavite derinliğinin  $\frac{1}{2}$ 'sinden fazlasını içeren boya penetrasyonu

3= Kavite tabanının  $\frac{1}{2}$ 'sini içeren boya penetrasyonu

4= Kavite tabanının  $\frac{1}{2}$ 'sinden fazlasını içeren boya penetrasyonu

Gingival bölgede boya penetrasyonunun değerlendirilmesinde ise şu skala kullanıldı:

0= Boya penetrasyonu yok

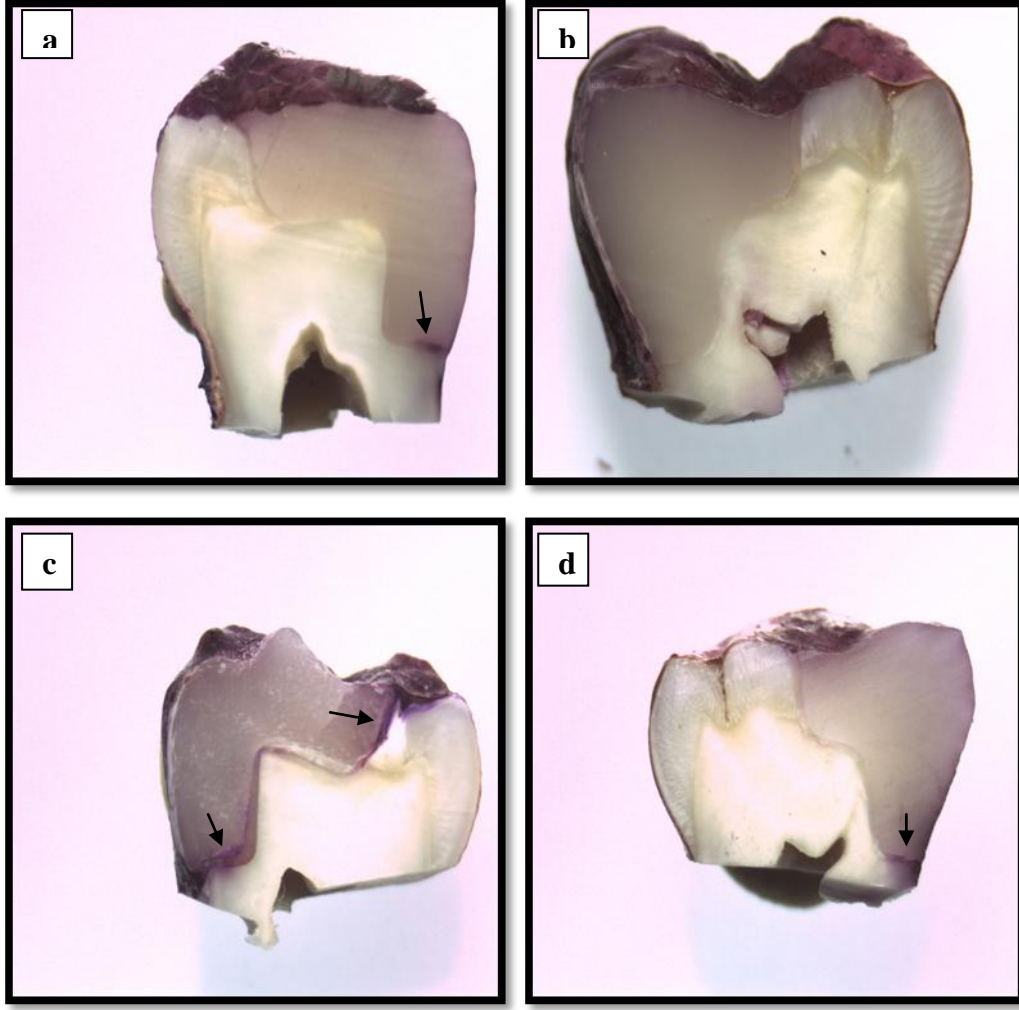
1= Kavite tabanının  $\frac{1}{2}$ 'sini içeren boya penetrasyonu

2= Kavite tabanını içeren boya penetrasyonu

3= Aksiyal duvarın  $\frac{1}{2}$ 'sini içeren boya penetrasyonu

4= Aksiyal duvarın  $\frac{1}{2}$ 'sinden fazlasını içeren boya penetrasyonu

Mikrosızıntı testinden elde edilen sonuçlar SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois 60606, ABD) yazılımı kullanılarak istatistiksel değerlendirilmesi yapılmıştır. Genel olarak verilerin değerlendirilmesinde ki-kare testi kullanıldı. Materyallerin oklüzal ve gingival bölgelerinin değerlendirilmesi sırasında Kruskal Wallis testi, kullanılan yöntemlerin kıyaslanmasında ise Mann Whitney U testi kullanıldı.



**Şekil 2.19 a.** Boya geçiş derecelendirme sistemine bir örnek (Filtek Ultimate). Okluzal duvar 0, gingival duvar 1 (x30 büyütme).  
**b.** Boya geçiş derecelendirme sistemine bir örnek (Lava Ultimate). Okluzal duvar 0, gingival duvar 0 (x30 büyütme).  
**c.** Boya geçiş derecelendirme sistemine bir örnek (E.Max Press). Okluzal duvar 2, gingival duvar 3 (x30 büyütme).  
**d.** Boya geçiş derecelendirme sistemine bir örnek (E.Max CAD). Okluzal duvar 0, gingival duvar 2 (x30 büyütme).

## 2.2 Çalışmada Kullanılan Materyaller

### 2.2.1 Filtek Ultimate

3M™ ESPE™ Filtek™ Ultimate Universal Restorative, görünür ışıkla sertleşen anterior ve posterior restorasyonlarda kullanılan bir kompozittir (Şekil 2.20). Tüm tonları radyo opaktır. 3M ESPE tarafından üretilen bir dental adeziv restorasyonu dişe yapıştırmak için kullanılır. Materyalin Dentin, Body, Enamel ve Translüsent tonlarında renk seçenekleri mevcuttur. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve Bis-EMA rezinlerini içerir. Doldurucular 20 nm'lik kümelenmemiş silika doldurucuları, 4 ile 11 nm arasında değişen kümelenmemiş zirkonya doldurucuları ve kümelenmiş zirkonya/silika kümelerinden (20 nm'lik silika ve 4-11 nm'lik zirkonya partiküllerini içeren) oluşur. İnorganik doldurucu içeriği ağırlıkça %78.5 (hacimce % 63.3) dir (Malhotra ve ark. 2011).

Dentin, Enamel ve Body tonlarındaki ortalama küme partikül boyutları 0.6-10 mikrondur. Translüsent tonunun ortalama küme partikül boyutu ise 0.6-20 mikrondur. Translüsent ton için inorganik doldurucu miktarı ağırlıkça %72.5 (hacimce %55.6), diğer tonlar için ağırlıkça %78.5 (hacimce %63.3) tir. Endikasyonları, direkt anterior ve posterior restorasyonlar (oklüzal yüzeyleri içerir), kor yapımı, splintleme, indirekt restorasyonlardır (Yamanel ve ark. 2009, Khaliq ve Al-Rawi 2014).



**Şekil 2.20** Filtek Ultimate kompozit rezin materyali

### 2.2.2 Lava Ultimate (LU)

Lava Ultimate restorative bir rezin nanoseramiktir ve yaklaşık %80 (ağırlıkça) oranında rezin matriks içerisinde yer alan nanoseramik partikülleri içermektedir. Materyal, CAD/CAM frezeleme işlemlerine uygun özellikte olabilmesi için özellikle işlenmiştir. Seramik partikülleri yüksek oranda çapraz bağlı polimerik matriksi güçlendiren, üç farklı seramik doldurucudan oluşmaktadır. Doldurucular 20 nm boyutunda dağılmış silika, 4-11 nm'lik zirkonya ve toplanmış zirkonya/silika kümelerinden (20 nm silika, 4-11 nm zirkonya partikülleri) oluşmaktadır (Buğurman 2010, Fasbinder 2012).

Bu kompozisyon, diğer seramik materyalleri ve dentinle kıyaslandığında LU in daha yüksek termal genleşme katsayısına sahip olduğunu düşündürür ve termal siklus işlemi de bu materyalin marjin kalitesi üzerindeki etkisini abartır ve bu durum da yüksek oranda mikrosızıntı oluşumuyla sonuçlanabilmektedir (De Munck ve ark. 2005, Ultimate 2011, El-Damanhoury ve ark. 2014).

Materyalde, düzenlenmiş nanopartiküller özel bir metot kullanılarak silan bağlayıcı ajanla muamele edilir. Bu fonksiyonel silan, nanoseramik yüzeye dolayısıyla rezin matrikse kimyasal olarak bağlanır (Stawarczyk ve ark. 2014).

Lava Ultimate CAD/CAM Restorative, 3M ESPE'nin ürünü olan, hızlı ve kolay kullanımı olan, CAD/CAM indirekt restorasyonlar için porselen bloklara alternatif olabilecek nitelikte, güçlü, aşınmaya dayanıklı ve yüksek oranda estetik bloktur (Üşümez ve Çelik 2012).

Elastiklik modülünün dentine benzerliği nedeniyle, çiğneme kuvvetlerini emer ve restoratif stresleri azaltır. Ayrıca 200 MPa dan daha fazla olağanüstü bir esneklik dayanımına sahiptir. Resin ve nanoteknolojinin kombinasyonu, özelleştirilmiş yüksek ısı kontrolü, özel üretim işlemleri materyale, rezinden daha yüksek oranda aşınma dayanımı ve cam seramikle benzer şekilde optik özellikler, polisaj retansiyonu, estetik özelliklerin uzun süre korunması gibi avantajlar sağlar (Rosenblatt 2012).

Lava Ultimate bir dental CAD/CAM sistemi kullanılarak dental restorasyonlara dönüştürülmekte ve restorasyonların diş yapılarına veya implant abutmentlarına adeziv rezin siman ile yapıştırılması gerekmektedir. Lava ultimate endikasyonları; inleyler, onleyler, veneerler ve implant destekli kronları içeren tüm ful kron restorasyonlar için endikedir. Yüksek ve düşük translüenside 4 renk olmak üzere 8 renge sahiptir (Üşümez ve Çelik 2012) (Şekil 2.21).



Şekil 2.21 Lava Ultimate bloklar

### 2.2.3 IPS e.max Press

IPS e.max Press; presleme teknolojisi için üretilmiş olan lityum disilikat cam seramik bir ingottur (Şekil 2.22). Üretim sürecinde farklı translüsensi seviyelerinde, tamamen homojen ingotlar oluşturulmaktadır. Bu ingotlar 400 MPa basınca dayanıklıdır bu nedenle de preslenebilir seramik ingotlar çok yüksek dayanıklılığa sahiptir (Küçük ve Kunt 2012).

IPS e. Max Press lityum disilikat kristalleriyle (%60-65) güçlendirilen cam seramik esasına dayanır. Bu materyal kayıp mum tekniğiyle ısı ve basınç altında bir kalıp içerisine yerleştirilir. Bu sistem, seramiğin eritilip preslenmesi sırasında oluşan büzülme azaltır. Boyutsal değişiklik sadece soğutma sırasında ortaya çıkar ve kalıp materyalin yeterli genleşmesi ile kontrol edilebilir (Vidotti ve ark. 2013).

IPS e.max Press materyali IPS e.max CAD'e başlangıçtaki cam ingotların yapımı kadarıyla benzese de farklı tozların eritilmesinden ve oda sıcaklığına kadar soğutulmasından elde edilirler. Cam formasyonunu takiben ingotlar nükleasyon ve kristalizasyon için tek bir ısıl işlem görürler. Bu ingotlar yaklaşık 920 °C'de 5-15 dakikada preslenerek %70 kristalin lityum disilikat restorasyonlar elde edilir.

Preslenebilir lityum disilikat materyalin mikroyapısı hacimce yaklaşık %70 oranında cam matrisi içerisinde kristalize iğne uçlu lityum disilikat kristalleri içerir. Bu kristallerin uzunluğu yaklaşık 3-6 µm kadardır. IPS e.max Press ve IPS e.max CAD'in kristalleri aynı kompozisyondadır. Her iki yapı da %70 lityum disilikattan oluşur ancak bu kristallerin büyüklük ve uzunlukları farklıdır. Bu yüzden iki materyalin CTE, elastiklik modülü, kimyasal çözünürlüğü gibi özellikleri aynı iken; bükülme dayanımı ve kırılma sertliği IPS e.max Press için bir miktar daha fazladır (Zhang ve ark. 2013).

IPS e.max Press sistemi lityum disilikat kristalleri, yüksek oranda uzun kristaller içerir (hacimce %60). Bu hacimce daha küçük olan lösit kristallerinden farklıdır ve kristalin yapılarının alansal konfigürasyonundan dolayı yüksek esneme ve kırılma dayanımına sahiptir. Bu sistem üç üyeye kadar daimi köprülerde ve tek kronlarda önerilmektedir (Clelland ve ark. 2007, Heintze ve ark. 2008b, Toman ve ark. 2008).



Şekil 2.22 IPS e.max Press ingotlar

#### 2.2.4 IPS e.max CAD

IPS e.max CAD, dayanıklılık (320 MPa) ve mikroyapısı açısından IPS Empress 2'ye benzeyen bir lityum disilikat cam seramiktir. IPS e.max CAD kron, inley ve onleylerde kullanımının yanı sıra, ilk premolara kadar üç üyeli köprülerde de kullanılmaktadır (Giordano 2006) (Şekil 2.23).

IPS e.max CAD “mavi blok” iki basamaklı kristalizasyon işlemini kullanır. İki basamaklı kristalizasyonda kontrollü çift nükleasyon işlemi gerçekleşir. İlk basamakta lityum meta-silikat kristalleri çökeler. Elde edilen cam seramik bu aşamada aşındırma için uygun özelliktedir ve içeriğindeki ilave renklendiriciler nedeniyle mavi renklidir. İkinci ısıl işlem aşındırma tamamlandıktan sonra yapılı ve meta-silikat faz tamamen çözünür, lityum disilikat kristalize olur. Blok formu frezelenebilmesi için sadece kısmen kristalize edilmiştir. Frezeden sonra alt yapının 850°C’de yarım saat kristalizasyonu tamamlanır. Bu işlem sonunda cam matriks içinde hacimce %70 kristal faz içeren ince grenli cam seramik restorasyonlar elde edilmektedir (Asai ve ark. 2010, Magne ve ark. 2010).



Tüm seramik restorasyonlarda kullanılan materyallerden lityum disilikat cam seramik olan IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent iyi bir translüsensi ve renk tonu sağlamanın yanı sıra, CAD/CAM restorasyonlarında kullanılan diğer monolitik seramik bloklardan daha iyi bir esneme dayanımına sahiptir (Giordano 2006, Tysowsky 2009).



**Şekil 2.23** IPS e.max CAD bloklar

**Çizelge 2.1** Çalışmada kullanılan kompozit materyaller

Kompozit	Üretici	Doldurucu içeriği (hacimce %)	Doldurucu Yapısı	Matriks kompozisyonu
<b>Lava ultimate</b>	3M ESPE, USA	%80	20 nm silika partikülleri; 4–11 nm zirkonya partikülleri; 0.6–10nm partikülleri	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA
<b>Filtek ultimate</b>	3M ESPE, USA	%63,30	Kümelenmemiş 20 nm silika doldurucu, kümelenmemiş 4-11 nm zirkonya doldurucu ve kümelenmiş zirkonya silika doldurucu kümeleri (ort. Küme partikül boyutu 0,6-10 µm)	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, EGMA ve PEGDMA

**Çizelge 2.2** Çalışmada kullanılan seramik materyaller

Seramik	Üretici firma	Kristal yapı	Cam oranı (wt%)	Endikasyonları
<b>IPS e.max Press</b>	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein	3–6 nm lityum disilikat kristalleri	30	Inley, onley, anterior ve posterior kronlar, anterior ve pre-molar bölgedeki üçüylü köprüler, alt yapıların vengerlenmesi
<b>IPS e.max CAD</b>	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein	0,2–2 nm lityum disilikat kristalleri	60	Inley, onley, veneerler, anterior ve premolar kronlar, alt yapıların vengerlenmesi

**Çizelge 2.3** Çalışmada kullanılan simanlar

Adeziv	Üretici Firma	Kompozisyon
RelyX ARC Adeziv rezin siman	3M-ESPE, St. Paul, MN, USA	Bis-GMA, TEGDMA, zirkonya/silika doldurucu, pigmentler, benzol peroksit, amin ve fotobaşlatıcı
Multilink Automix	Ivoclar-Vivadent, Schaan,Liechtenstein	HEMA, dimetakrilat, baryum cam, yiterbiyum silika, triflorid

### 3 BULGULAR

Çalışma kapsamında 80 adet inley restorasyonun tamamına ait oklüzal ve gingival bölge mikrosızıntı değerleri istatistiksel olarak değerlendirildi.

Direkt kompozit inley, e.max Press, Lava ve e.max CAD restorasyonların oklüzal ve gingival bölgelerindeki mikrosızıntı özelliklerinin boyama yöntemiyle değerlendirilmesinden elde edilen yüzdesel dağılım sonuçları Çizelge 3.1, 3.2’de gösterildi. Buna göre gingival bölgede en yüksek oranda hiç sızıntı göstermeyen gruplar sırasıyla e.max Press, e.max CAD, Lava ve Filtek (Çizelge 3.1) iken; oklüzal bölgede e.max CAD, Lava, Filtek ve e.max Press (Çizelge 3.2) olarak tespit edildi.

**Çizelge 3.1** Materyallerin gingival bölgedeki sızıntı skorlarının yüzdesel dağılımı

Materyal	Gingival Sızıntı Skorları				
	0	1	2	3	4
<b>Filtek</b>	%10,0	%55,0	%30,0	%5,0	%0
<b>Lava</b>	%25,0	%40,0	%35,0	%0	%0
<b>e.max Press</b>	%40,0	%25,0	%15,0	%20,0	%0
<b>e.max CAD</b>	%35,0	%20,0	%35,0	%10,0	%0

**Çizelge 3.2** Materyallerin oklüzal bölgedeki sızıntı skorlarının yüzdesel dağılımı

Materyal	Oklüzal Sızıntı Skorları				
	0	1	2	3	4
<b>Filtek</b>	%40,0	%40,0	%15,0	%0	%5,0
<b>Lava</b>	%75,0	%20,0	%0	%5,0	%0
<b>e.max Press</b>	%20,0	%55,0	%20,0	%5,0	%0
<b>e.max CAD</b>	%85,0	%10,0	%5,0	%0	%0

Oklüzal bölgedeki mikrosızıntı değerleri incelendiğinde; gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ( $p=0,000$ ). Genel olarak en düşük mikrosızıntı oranı e.max CAD grubunda gözlenirken, en yüksek oran e.max Press grubunda gözlemlendi ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p=0,000$ ). Gruplar ikili olarak karşılaştırıldığında, e.max CAD grubu ile Filtek grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p=0,032$ ). Benzer şekilde e.max Press ile Lava grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ( $p=0,004$ ).

Gingival bölgedeki mikrosızıntı oranları incelendiğinde; en düşük oran e.max Press grubunda gözlenirken, en yüksek Filtek kompozit inley grubunda gözlemlendi. Gingival bölgedeki gruplar arasındaki karşılaştırılmada, genel olarak materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmedi ( $p=0,883$ ).

Oklüzal ve gingival mikrosızıntı değerleri grup içi karşılaştırıldığında; e.max Press grubunun oklüzal ve gingival bölge sızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık varken ( $p=0,039$ ); Filtek, Lava ve e.max CAD gruplarında oklüzal ve gingival bölgeler arasında anlamlı bir farklılık gözlenmedi (sırasıyla  $p=0,963$   $p=0,588$  ve  $p=0,319$ ).

CAD/CAM yöntemi ve geleneksel yöntemlerle hazırlanan grupların mikrosızıntı oranları değerlendirildiğinde; gingival bölgede CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan gruplar, diğer gruba oranla daha düşük sızıntı gözlemlendi, fakat aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p=0,825$ ) (Çizelge 3.3). Oklüzal bölgede de CAD/CAM

yöntemi ile hazırlanan gruplar, diğer gruba oranla daha düşük sızıntı değerleri gösterdi ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0,000$ ) (Çizelge 3.4).

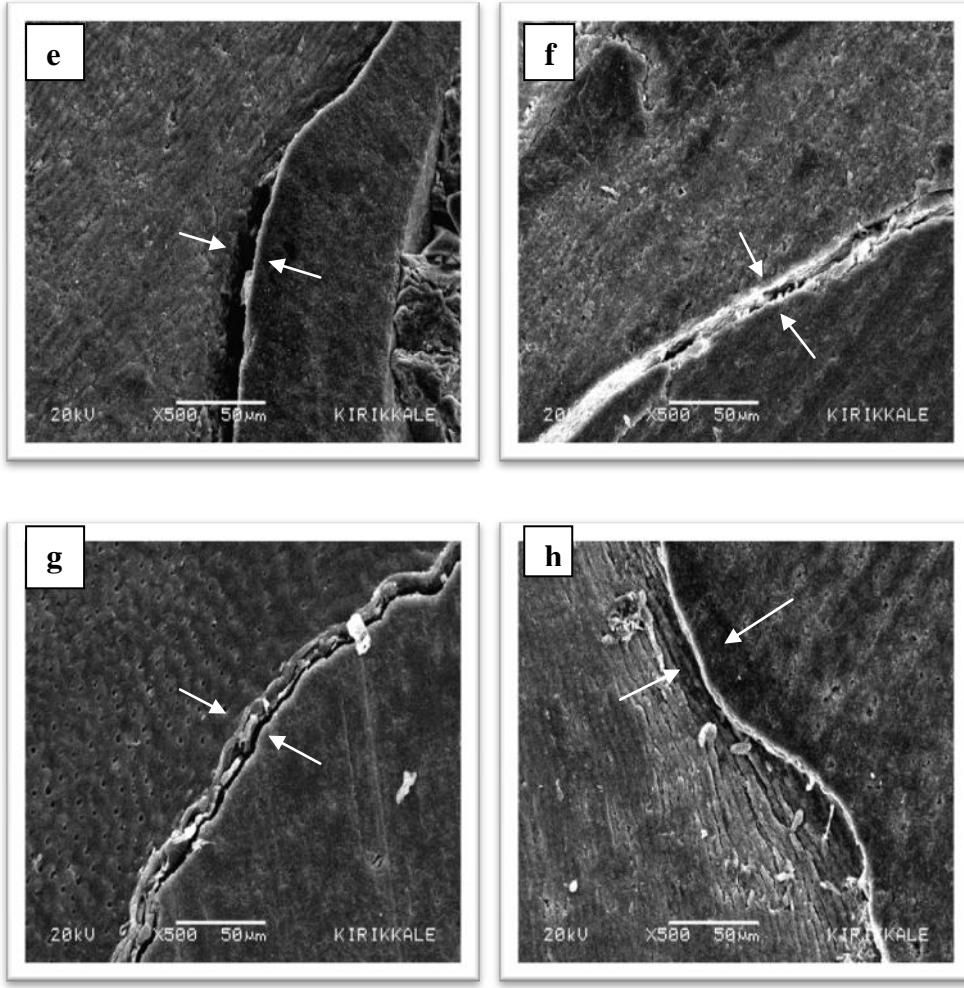
**Çizelge 3.3** CAD/CAM yöntemi ve geleneksel yöntemlerle hazırlanan grupların oklüzal bölge açısından kıyaslanması

Gruplar		Frekans	Yüzde(%)
Geleneksel yöntem	,00	12	30,0
	1,00	19	47,5
	2,00	7	17,5
	3,00	1	2,5
	4,00	1	2,5
	Toplam	40	100,0
CAD/CAM yöntemi	,00	32	80,0
	1,00	6	15,0
	2,00	1	2,5
	3,00	1	2,5
	Toplam	40	100,0

**Çizelge 3.4** CAD/CAM yöntemi ve geleneksel yöntemlerle hazırlanan grupların gingival bölge açısından kıyaslanması

Gruplar		Frekans	Yüzde(%)
Geleneksel yöntem	,00	10	25,0
	1,00	16	40,0
	2,00	9	22,5
	3,00	5	12,5
	Toplam	40	100,0
	,00	12	30,0
CAD/CAM yöntemi	1,00	12	30,0
	2,00	14	35,0
	3,00	2	5,0
	Toplam	40	100,0
	,00	10	25,0

Restorasyonların kenar uyumunu karşılaştırmak amacıyla her gruptan rastgele seçilen birer rnek SEM’da kenar uyumu açısından incelendi. Bu inceleme sonucunda, Filtek Ultimate direkt kompozit rezin inleyde okluzal duvarda diş dokuları ile kompozit restorasyonun ara yüzeyindeki aralanmanın diğer gruplara oranla daha fazla olduğu izlendi (şekil 3.1). Gingival bölgede yapılan incelemelerde ise; tüm gruplara ait örneklerde genel olarak, inley restorasyonlar ile diş dokusu arasında bir miktar aralanma olduğu gözlendi (şekil 3.2).



**Şekil 3.1** Her gruptan birer adet örneğin oklüzal yüzeye yakın bölgesinden alınmış SEM görüntüleri

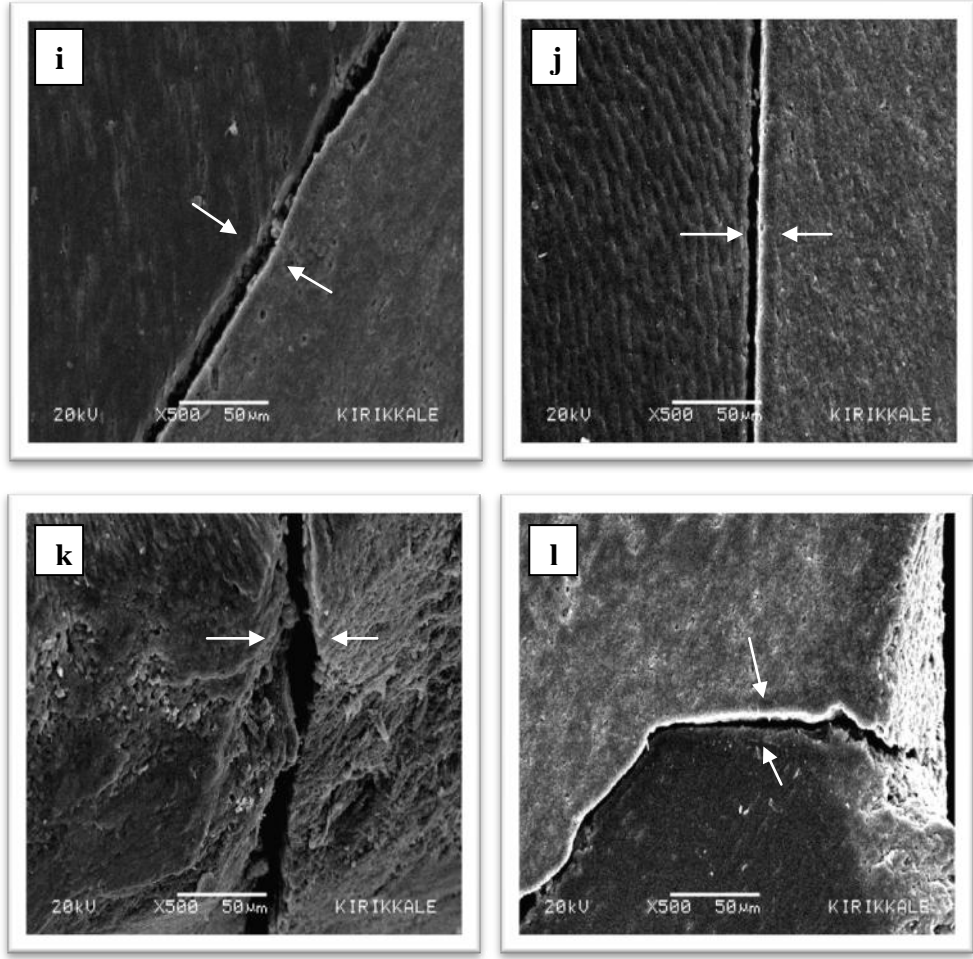
**e.** Filtek Ultimate kompozit rezin kullanılarak yapılan inleynin oklüzal yüzeye yakın bölgesinden alınmış SEM görüntüsü (x500).

**f.** Lava Ultimate kullanılarak yapılan inleynin oklüzal yüzeye yakın bölgesinden alınmış SEM görüntüsü (x500).

**g.** e.max Press kullanılarak yapılan inleynin oklüzal yüzeye yakın bölgesinden alınmış SEM görüntüsü (x500).

**h.** e.max CAD kullanılarak yapılan inleynin oklüzal yüzeye yakın bölgesinden alınmış SEM görüntüsü (x500).





**Şekil 3.2** Her gruptan birer adet örneğin gingival yüzeye yakın bölgesinden alınmış SEM görüntüleri

**i.** Filtek Ultimate kompozit rezin kullanılarak yapılan inleyn gingival yüzeye yakın bölgesinden alınmış SEM görüntüsü (x500).

**j.** Lava Ultimate kullanılarak yapılan inleyn gingival yüzeye yakın bölgesinden alınmış SEM görüntüsü (x500).

**k.** e.max Press kullanılarak yapılan inleyn gingival yüzeye yakın bölgesinden alınmış SEM görüntüsü (x500).

**l.** e.max CAD kullanılarak yapılan inleyn gingival yüzeye yakın bölgesinden alınmış SEM görüntüsü (x500)

#### 4 TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada, CAD/CAM sistemi kullanılarak indirekt hazırlanan kompozit ve seramik inleyler ile direkt yerleştirilen kompozit inleyler ve laboratuvarında hazırlanan indirekt seramik inleylerin mikrosızıntısı boyama yöntemiyle karşılaştırmalı olarak incelendi. Genel olarak bakıldığında; laboratuvar şartlarında CAD/CAM sistemi ile hazırlanan örneklerin sızıntı açısından daha uygun sonuçlar gösterdiği belirlendi.

Ağız boşluğundaki mine dentin gibi karmaşık dokuların varlığı ve bu yapıların farklı kimyasal ajanlara, ısı, basınç gibi değişen durumlara maruz kalması ile birlikte, insanoğlunun değişen yaşam koşulları ve dünya görüşü, farklı, dental uygulamaların ve dental materyallerin geliştirilmesini zorunlu kılmaktadır. Son yıllarda diş hekimliğindeki restoratif materyal ve teknolojik gelişmeler, biyomekanik özellikler ile birlikte estetik beklentileri de artırmıştır. Artan estetik talepler doğrultusunda yeni dental materyaller ve teknikler geliştirilip, her vaka için en uygun tedavi alternatifinin sunulmasına yönelik ilerlemeler kaydedilmektedir. Tam seramik doğal görünümlü restorasyonların yapımına olanak sağlayan translüesentlik, biyoyoumluluk ve mekanik özellikler sayesinde protetik/restoratif diş hekimliğine yeni ufuklar açmıştır (Kim ve ark. 2011).

Hastalar estetik bilincin sonucu olarak posterior bölgede diş renginde restorasyonlara daha fazla ilgi duymaya başlamışlardır (Thordrup ve ark. 2001, Ozakar-Ilday ve ark. 2013). Metal olmayan estetik restorasyonlara taleplerin artmasıyla birlikte, araştırmacılar cam iyonomer siman, hibrit iyonomer siman, kompozit rezinler ve seramik gibi bazı materyalleri geliştirmişlerdir (Desai ve Das 2011b).

Bunlardan kompozit ve seramikler posterior dişlerin restorasyonunda yoğun bir şekilde kullanılmaktadır. Direkt veya indirekt adeziv restorasyonlarda kullanılan kompozit rezinler benzer esneme dayanımı, esneklik modülü ve sertlik sergilemektedir. Ancak kompozit rezin restorasyonların başarısızlığındaki primer neden diş veya restorasyon kırığı, aşınma, diş ve restorasyon arasındaki bağlantının veya marjinal adaptasyonun bozulmasıdır (Dejak ve Mlotkowski 2008, Braga ve ark. 2010).

Posterior direkt kompozitler dişe bağlandıkları için kalan diş yapısının dayanıklılığını artırır ve estetiği sağlamaktadır (Zarrati ve Mahboub 2010). Ancak yeterli proksimal kontakt ve morfolojiyi sağlamaları zordur (Duquia Rde ve ark. 2006).

Son on yıl içerisinde, güvenli ve estetik anlayışın sonucu olarak dental kompozitlerin geleneksel amalgamların yerine kullanımı kabul edilmiştir. Minimum polimerizasyon büzülmesi, iyi işlenebilirlik, yorulma dayanımı, yüksek kırılma ve basınç dayanımı, düşük ısı iletim katsayısı dental kompozitlerde aranan özelliklerdir (Li ve ark. 2014). Kompozit rezinlerin pek çok klinik uygulamada, direkt kullanımda diş dokuları için daha konservatif oldukları bildirilse de tamamlanmamış veya eksik polimerizasyonu ve zayıf mekanik özellikleri direkt kompozit rezin materyallerinin klinik uygulamalarına bazı sınırlamalar getirmektedir (Vaishnavi ve ark. 2010, Biçer ve ark. 2014b). Ayrıca, direkt kompozit rezin uygulamalarının en önemli dezavantajı hassasiyet ve kenar sızıntısına yol açan polimerizasyon büzülmesidir (Souza ve ark. 2010).

Dental rezin kompozitlerin kapsamlı performansları daha öncede geliştirilmiş olmasına rağmen polimerizasyon büzülmesi, kırılma dayanımının düşük olması rezin kompozitlerin kullanımını kısıtlamaktadır (Beazoglou ve ark. 2007, Ozakar-Ilday ve ark. 2013). Polimerizasyon büzülmesi diş ile kompozit arasındaki bağlantıyı tehlikeye sokan, büzülme kuvvetlerini oluşturur. Bu marjinal aralanmaya, pulpal irritasyona, post operatif hassasiyete, marjinal renklenmelere ve sekonder çürüklere neden olmaktadır (de Andrade ve ark. 2007). Tüm bu dezavantajları göz önünde bulundurulduğunda, bunları minimize etmek için çalışmamızda kompozit rezin uygulaması için, direkt kompozit inley restorasyon tekniği tercih edilmiştir.

Genel olarak, bir kaç mikron boyutlarında doldurucular, rezin kompozitleri güçlendirmek için kullanılmaktadır. Resin kompozitler mikron boyutlarında doldurucularla güçlendirilmiştir ancak kaspların yeniden yapılacağı yüksek stres alanlarında, defekt oluşacağı için kompozitlerin geniş alanda kullanımı uygun değildir. Yani yoğunluğundaki ve kavite alanındaki yetersizlik kompozitlerin kullanımını ciddi şekilde kısıtlamıştır (Li ve ark. 2014). Nanofiller; geniş spesifik yüzey alanı, yüksek en boy oranı ve benzersiz mikroyapısıyla geleneksel dolduruculardan çok farklıdır (Stober ve ark. 2010). Ek olarak bazı araştırmacılar

nanoteknolojinin kompozitlerin mekanik performanslarını geliştirebileceğini kanıtlamışlardır (Kovvuru ve ark. 2012). Nanofillerin yüzey aktivitelerinin sonucu olarak, ortamdaki polimer zincirleri ile yoğun olarak etkileşme potansiyelleri vardır (Ramanathan ve ark. 2008).

Filtek kompozit son yıllarda yapılan direkt ve indirekt, inley restorasyonların karşılaştırıldığı çalışmalarda sıklıkla tercih edilmesinden dolayı çalışmamızda nanofil bir kompozit rezin olan Filtek Ultimate kullanılmıştır (Yamanel ve ark. 2009, Desai ve Das 2011a, Malta ve ark. 2014).

*In vitro* çalışmalar genellikle *in vivo* sonuçları her zaman tahmin edememektedir (Heintze ve ark. 2009, Dukic ve ark. 2010, Bayne 2012, Lee ve ark. 2012). Bazı klinik çalışmalar kompozit ve seramik inley/onleylerin performanslarıyla ilgili *in vitro* bulgular da bunu doğrulamıştır.

Laboratuvar ve klinik testler arasındaki uyumsuzluğun en aza indirilmesi için genellikle restorasyonları tamamlanan örneklerle çeşitli yaşlandırma protokolleri uygulanmaktadır. İdeal bağlanma test sonuçları, restorasyonların tamamlanmasından sonra dişlerin belirli bir süre ağızda bırakılarak kendi kendine yaşlanması sonucu elde edilir. Ancak bu şekilde bir yaşlandırma şekli, çekimi önceden planlanan insan dişlerinde yapılabılır (Pashley 1991). Bu nedenle ağız ortamını taklit eden çeşitli laboratuvar test protokolleri geliştirilmiştir (Peumans ve ark. 2007, Van Meerbeek ve ark. 2010). Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin analiz edilmesi amacıyla ağız ortamını taklit eden farklı laboratuvar şartları oluşturulmaktadır. Bu şartlardan biri de ısıl değişim (termal siklus) uygulamasıdır. Ağız içerisinde yeme, içme ve solunum ile sıcaklık değişimleri oluşmaktadır (Kawano ve ark. 2001). Termal siklus, sıcaklık ve nem değişimleri içeren uzun süreli çevre koşullarına maruz kalmanın oluşturacağı etkiyi taklit etmektedir (Douglas 2000).

Termal siklus uygulamaları yaşlanmayı ve bağlantı ara yüzelerindeki stresi taklit edebilmek için, *in vitro* mikrosızıntı ve kırılma dayanımı testlerinde kabul görmüş metotlardır (Blatz ve ark. 2003). Hibrit tabakanın termal siklus sırasında sıcak suya maruz kalması kollojenlerin hidrolizini hızlandırarak ve zayıf polimerize rezini çıkararak, adeziv tabakayı etkileyebilmektedir. Lineer termal genleşme katsayısının, mikrosızıntıyı etkileyen önemli bir faktör olduğu bildirilmiştir (Gale ve Darvell 1999, Fasbinder 2012). Diş ile restoratif materyal arasında lineer termal

genleşme katsayısında büyük fark olması ısının iletimiyle aşırı streslerin oluşumuna ve bunun sonucu olarak da bağlantı ara yüzeyinde açıklık oluşumuna neden olan mikro çatlakların oluşmasına neden olmaktadır.

Çalışmamızda *in vitro* olarak 10000 kere 5°-55°C arasında termal ısı değişimi yapıldıktan sonra mikrosızıntı değerlendirilmiştir. 10000 siklus ortalama 1 yıla karşılık gelmektedir. *In vivo* olarak su veya kahve içtiğimizde diş yüzeylerinde ısı 15°C ile 45°C arasında değişir (İnce ve ark. 2009). Daha önce yapılan çalışmaların bir kısmında termal siklusun mikrosızıntıyı arttırdığı iddia edilmiştir (Hakimeh ve ark. 2000). Bazılarında ise herhangi bir etki göstermediği iddia edilmektedir (Kubo ve ark. 2001, Li ve ark. 2002). İndirekt kompozit ve cam-seramik inleylerdeki marjinal aralığın, simantasyon ve termal siklus işlemlerinden sonra önemli derecede artmadığı tespit edilmiştir (Zarrati ve Mahboub 2010). Bu bulgu Gemalmaz ve ark. (Gemalmaz ve ark. 1997) nin sinterlenmiş seramik inleyleri ve Stappert ve ark'nın (Stappert ve ark. 2005) ısıyla preslenen cam seramik inleyleri değerlendirdiği çalışmalarla uyum içerisindedir. Bu farklı sonuçların uygulanan test metodu, sert dokulardaki farklılık, uygulanan test materyali ve uygulanan kavite dizaynı ile ilgili olduğu iddia edilmektedir (Erdilek ve ark. 2009).

Mikrosızıntının oluşumunda kullanılan yapıştırma simanının da etkisi fazladır. Self adeziv yapıştırma simanları yapıştırma simanlarının en yeni grubu olmalarına rağmen, üretimlerinden bu yana klinik ve laboratuvar çalışmalarının konusu olmuşlardır. Geleneksel simanların özellikle çözünürlük ve adezyon gibi eksikliklerini gidermek için üretilen kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarında asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv uygulamalarının zorunluluğu, zaman alıcılık, teknik hassasiyet ve maliyet gibi dezavantajları beraberinde getirmiştir (Chang ve ark. 2003). Bundan dolayı kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarının üstün mekanik özelliklerinin, iyi estetik özelliklerinin; geleneksel simanların uygulama kolaylığıyla birleştirilmesi ile self adeziv rezin simanların geliştirilmesi hedeflenmiştir (Baştuğ ve Gözneli 2012). Bu materyaller tek aşamalıdır, kullanımları kolay ve çabuktur, yapılan çalışmalarda postoperatif hassasiyet oluşturma sıklıkları kıyaslandığında, total etch sistemlerde birçok hastada post operatif hassasiyet oluşturduğu, self etch primerlerin kullanıldığı sistemlerde post operatif hassasiyetin neredeyse tamamen elimine edildiği ve self adeziv rezin simanlarda ise neredeyse hiç

post operatif hassasiyetin olmadığı bildirilmiştir (Aygün ve ark. 2011). Çalışmamızda da kullanılan restorasyon materyalleri üretici firmalarının uygun gördükleri self adeziv rezin siman olan Rely X ARC ve Multilink Automix ile kavitelere simante edildi.

Daha iyi anatomik kontur ve proksimal kontakın sağlanabildiği ve daha estetik olan indirekt kompozit restorasyonlar son 20 yıldır tercih edilmeye başlanmıştır (Matsumura ve ark. 1997). Direkt kompozit ile ilişkili problemlerin üstesinden gelmek için, kompozit inleyler 1980'lerde uygulanmaya başlanmıştır (Donly ve ark. 1999). Bu yöntemde, marjinal uyum, anatomik formu ve kontakt daha rahat sağlanmakta, ayrıca polimerizasyon büzülmesi daha iyi kontrol edildiği iddia edilmektedir (Zarrati ve Mahboub 2010). İndirekt kompozit materyalleri, dental porselenin kontrendike olduğu durumlarda, porselene alternatif olarak da tercih edilebilmektedir (Suzuki ve ark. 2002, Heintze ve ark. 2008a, Karaarslan ve ark. 2011).

Adeziv sistem ve tekniklerin gelişmesiyle birlikte, mekanik ve estetik özellikleri diş dokusuna yakın olan indirekt kompozit materyallerinin klinik kullanımı artmıştır (Karaarslan ve ark. 2011). Direkt ve indirekt kompozit rezin restorasyonların karşılaştırıldığı diğer çalışmalarda indirekt kompozit rezin restorasyonların aşınmaya karşı daha fazla dirençli oldukları tespit edilmiştir. Bu durumu indirekt kompozit rezin restorasyonların polimerizasyonunun ısı ve ışık fırınında, ağız ortamı dışında gerçekleştirilmesinden dolayı, daha sert bir materyal kitlesinin üretilmiş olmasına bağlamışlardır. İnley ve onley oklüzal restorasyonlarda başarılı olarak kullanılan indirekt kompozit materyallerinin, fiziksel özellikleri ve renk stabiliteleri yanında aşınma dirençlerinin de arttığı bildirilmektedir (Borba ve ark. 2009, Alves ve ark. 2013).

Direkt uygulanan rezin kompozit restorasyonların maksimum oranda sağlam diş dokusunun korunmasına avantaj sağlamasıyla birlikte önceden var olan restorasyonların kaldırılması, kavitelerin daha da genişlemesine ve indirekt restorasyonların yapımına olanak sağlamaktadır (Bortolotto ve ark. 2007). Bu vakalarda seramik inleyler tercih edilmekle birlikte kompozit indirekt inley ve onley restorasyonların daha uygun olduğunu iddia eden çalışmalar da bulunmaktadır (Thordrup ve ark. 2006, Huth ve ark. 2011). Kompozit restorasyonlar seramik

restorasyonlara göre daha az sertliğe sahiptir ve daha az abrazyona neden olurlar diğer bir ifadeyle seramik inleylerden daha az oranda karşı dişte aşınma oluşturmaktadır (Kramer ve ark. 2006, Roggendorf ve ark. 2012).

Bununla birlikte, indirekt kompozit restorasyonların abrazyona dirençlerinin seramiklerden daha az olması ve kırılma dirençlerinin nispeten az olması gibi dezavantajları mevcuttur. Ayrıca uzun dönemde renk stabiliteilerinin iyi olmaması da indirekt kompozit rezin restorasyonlar için önemli bir dezavantajdır (Yüzügüllü ve Tezcan 2005, Korkut ve ark. 2012b). Bu renklenmeler sigara ve diyet gibi alışkanlıklarla birlikte, rezinin tükürük ya da kan ile kontaminasyonu, yetersiz polimerizasyon, hatalı bitirme ve polisaj işlemleri gibi çeşitli nedenlerle de oluşabilmektedir. Yapılan klinik çalışmalarda indirekt kompozit rezin restorasyonların başarı oranlarının %87-100 arasında değiştiği bildirilmiştir (Thordrup ve ark. 2001, Zarrati ve Mahboub 2010). Bu oran, materyalin özellikleri, hekim deneyimi, yapıştırıcı ajan, hasta seçimi gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir (Ozakar-Ilday ve ark. 2013).

İndirekt ve direkt kompozit restorasyonların karşılaştırıldığı iki yıllık klinik çalışmada; direkt ve indirekt restorasyonlar arasında renk uyumu, kenar uyumu, kenar renklenmesi ve anatomik form açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı ifade edilmektedir. Yaşam ömrü açısından da her iki restorasyon tipi arasında anlamlı bir fark olmadığı bildirilmektedir (Taviloğlu 2011). Ancak, Rosentritt ve ark. (Rosentritt ve ark. 1998) yaptıkları çalışmada indirekt kompozit rezinlerin renk stabilitesinde 1-2 sene sonra gözle görülür değişim olduğunu belirtmişlerdir. Biçer ve ark. (Biçer ve ark. 2014) indirekt kompozit rezin materyalinin renk stabilitesi üzerine etkisinin *in vitro* olarak inceledikleri çalışmada test edilen indirekt kompozit rezin materyalleri arasında, termal siklus sonrası önemli renk değişikliği gözlemlenmiştir. Kompozit rezinlerde meydana gelen bu renk değişikliklerinin, kimyasal bozunma, reaksiyona girmemiş karbon çift bağlarındaki oksidasyon, dehidratasyon, su absorpsiyonu, sızıntı veya yüzey pürüzlülüğünden kaynaklanabildiği ifade edilmektedir (Biçer ve ark. 2014).

İndirekt kompozit rezin inleylerin dezavantajları nedeniyle inley yapımında son dönemde seramik materyallerin kullanımı artmıştır. Yüksek basma dayanımına sahip bazı seramik materyaller geliştirilmiştir ve gelişen adeziv teknikler de bunların

tüm seramik restorasyon üretiminde kullanımlarını artırmıştır (Malament ve Socransky 1999, Santos ve ark. 2004, Anusavice ve ark. 2007). Seramik sistemler, üstün estetik özellikleri ve metal destekli sistemlerle kıyaslandığında daha az ısı ve elektrik iletkenlikleri sayesinde termal hassasiyetlerin azaltmaları sebebiyle son yıllarda sıklıkla tercih edilmektedir (Raigrodski 2004b, Sadowsky 2006a, Christensen 2007).

Seramik inley restorasyonların uzun dönemde retansiyonları, renk uyumu ve anatomik kontur stabilitelerinin iyi olduğu bildirilmiştir. Marjinal bozulmanın az olmasına bağlı olarak, marjinal renklenme veya sekonder çürük oluşumuna yatkınlık da azdır. Hastalar seramik inley yerleştirilmesinin ardından, çok az oranda post operatif hassasiyet olduğunu bildirmişlerdir (Boushell ve Ritter 2009).

Seramik restorasyonlar gibi kompleks çok tabakalı restorasyonlarda; sistemin her bir komponentinin içsel dayanımı (diş adeziv sistem, yapıştırma siman tabakası ve restorasyon), restoratif materyalin kalınlığı, restorasyon materyali yapıştırma simanı ve dentin arasındaki elastiklik modülü oranları ve son olarak da bu tabakalar arasındaki bağlantının kalitesi yani bağlanma dayanımı, mikro veya nanosızıntının varlığı gibi faktörler bu tip restorasyonların davranışlarında restorasyon/diş sisteminin mekanik davranışını etkilemektedir (Kelly 1999, El-Damanhoury ve ark. 2014). Seramik materyaller, mükemmel fiziksel performans yüksek ısıda stabilizasyon ve mükemmel uyumluluk gibi bazı avantajlara sahiptir. Zirkonya-yitriya silika, zirkonya-yitriya ve zirkonya silika gibi bazı seramik nanolifler Xu. ve ark. tarafından sinterlemeyi takiben elektrospinning ile başarılı bir şekilde tespit edilmiştir (Xu ve ark. 2010). Özellikle zirkonya silika ve zirkonya yitriya silika nanolifleri kaygan yüzeyler ve özel konfigürasyonlarına bağlı olarak bunları dental kompozitlerin içeriğine katmak mümkündür. Bu materyallerin kompozitlere eklenmesinin bir nedeni de onların süper-yüksek dayanımlı, mükemmel stabilizasyon, biyouyumluluk, ve düşük ışık saçılması gibi özelliklere sahip olmalarıdır (Guo ve ark. 2012). Çalışmamızda kullandığımız Lava Ultimate de bu özellikte bir materyaldir.

Çalışmamızda tercih ettiğimiz 3M ESPE firmasının piyasaya sürdüğü nanoteknoloji ve seramiğin birleşmesini temel alan rezin nano seramik yapısında Lava Ultimate rezin esaslı bir materyal de bulunmaktadır. Yaklaşık %80 oranda



nanoseramik partikülleri rezin matrisine içine karıştırılmıştır (Fasbinder 2012). Lava Ultimate, karşıt dişte cam seramiklere göre daha az aşındırma yapması, glaze yapmaya gerek kalmaması, cila işlemlerinin kolaylıkla yapılabilmesi ve yüzey cilasını uzun süre koruması bu materyalin en önemli avantajlarıdır (Üşümez ve Çelik 2012). Bu avantajlarından dolayı çalışmamızda Lava Ultimate tercih edilmiştir.

Seramik restorasyonlarda da başarısızlık görülebilmektedir. Seramik inleyle ilgili en önemli problemin kavite preperasyonu, hastanın oklüzyonu, yapıştırma ajanları, yetersiz kalınlık ve seramiğin iç defektleriyle ilgili olduğu düşünülmektedir (Dejak ve Mlotkowski 2008). Seramik restorasyonun başarısızlığı klinik olarak sekonder çürük, restorasyon veya kalan diş yapısının kırılması, marjinal eksiklik veya post operatif hassasiyet olarak gözlenir. Bunlar arasında kütleli kırık en yaygın olanıdır. Seramik materyaller kompozitlere oranla basma kuvvetlerine dayanıklı fakat çekme ve kırılma kuvvetlerine daha hassastırlar (Magne ve Belser 2003, Yamanel ve ark. 2009). Ancak seramikler kompozitlerden daha serttir ve aşınmaya daha dayanıklıdır ancak bu durum karşıt dişte daha fazla aşınmaya neden olabilmektedir (Mörmann ve ark. 2013).

Çalışmamız oklüzal ve gingival bölgede mikrosızıntı karşılaştırılması sonucunda; oklüzal bölgedeki mikrosızıntı değerlerine bakıldığında; en düşük mikrosızıntı e.max CAD ve Lava CAD/CAM inley gruplarında, takiben sırasıyla Filtek ve e.max Press gruplarında tespit edilmiştir. Bu veri istatistiksel olarak değerlendirildiğinde ise direkt kompozit uygulaması yani Filtek grubunun e.max CAD grupları ile arasında anlamlılık görülmüştür. Oklüzal bölgedeki mikrosızıntı değerlendirilmesinde en başarılı restorasyon materyalinin e.max CAD olduğu bulunmuştur. Son yıllarda yapılan benzer in vitro çalışmalarda e.max CAD ve Lava'nın karşılaştırıldığı çalışmada Lava mikrosızıntı bakımından e.max CAD'dan daha yüksek mikrosızıntı değerleri göstermiştir.

Oklüzal bölgede, e.max Press grubunun e.max CAD grubu ile arasındaki farkın anlamlı olduğu tespit edilmiştir. Lava grubunun; Filtek grubu ile arasındaki fark anlamsız, e.max Press grubu arasındaki fark anlamlıdır. E.max Press ve e. max CAD arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Çalışmamıza benzer şekilde yapılan bir çalışmada, LU (lava ultimate), CB (cerc blokleri) ve EX (e.max CAD). mikrosızıntı değerleri karşılaştırılmış ve LU

(Lava ultimate), diğer iki materyale oranla daha yüksek boya penetrasyonu değerleri göstermiştir (El-Damanhoury ve ark. 2014). Çalışmamızda ise; oklüzal bölgede e.max CAD ve Lava Ultimate de daha düşük mikrosızıntı değerleri tespit edilmiştir. El-Damanhoury ve ark. yaptıkları çalışmada, LU'nun kompozisyonu, diğer seramik materyalleri ve dentinle kıyaslandığında daha yüksek termal genleşme katsayısına sahip olduğunu ve termal siklus işleminin de bu materyalin marjin kalitesini olumsuz etkilediğini ve bu durumun da yüksek oranda mikrosızıntı oluşumuyla sonuçlandığını ifade etmişlerdir (El-Damanhoury ve ark. 2014). Çalışmamızda ise oklüzal bölgede daha düşük oranda sızıntı gözlenmesi; servikal bölgede mine dokusunun daha ince ve az miktarda bulunması, buna bağlı olarak rezin içerikli bir yapıştırma simanının mineye, gingival bölgedeki mine-sement dokusuna oranla daha iyi bağlanması ile de açıklanabilir.

Çalışmamızda, direkt kompozit inley (Filtek), diğer CAD/CAM inleyler ile mikrosızıntı bakımından kıyaslandığında; oklüzal bölgede EX (e.max CAD) grubuna göre anlamlı oranda daha fazla mikrosızıntı görüldüğü ancak diğer iki grup yani Lava ve e.max CAD grupları ile arasındaki farkın anlamsız olduğu görülmüştür. Ancak gingival bölgede ise kompozit inley grubu diğer gruplara oranla daha fazla mikrosızıntı göstermiştir. Ancak aradaki fark, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Resin kompozit inleylerin değerlendirildiği veya seramik inleyler ile kıyaslandığı birçok klinik ve laboratuvar çalışması bulunmaktadır (Thordrup ve ark. 2006, Barone ve ark. 2008, Lange ve Pfeiffer 2009, Dukic ve ark. 2010, Huth ve ark. 2011, Ovul ve ark. 2011, Roggendorf ve ark. 2012). Ovul ve ark. (Ovul ve ark. 2011) direkt ve indirekte kompozit inleyi karşılaştırdıkları in vitro çalışmada, gingival kenarda gruplar arasında farklılık bulunmaz iken oklüzalde indirekt inley restorasyonlarda daha başarılı sonuçlar elde etmişlerdir. Bu sonuçlar, gingival bölgedeki karmaşık doku yapısından dolayı daha düşük bağlanma ve daha yüksek oranda mikrosızıntı oluşumuyla açıklanabilir.

Direkt kompozit (Filtek) ve indirekt kompozit rezin inleylerin (Solidex) karşılaştırıldığı mikrosızıntı çalışmasında direkt kompozitlerde daha yüksek oranda mikrosızıntı değerleri tespit edilmiştir. (Soares ve ark. 2005). Yine benzer başka bir çalışmada, direkt kompozit restorasyon ile indirekt fiber inley restorasyonların karşılaştırıldığı mikrosızıntı çalışmasında gingival bölgede istatistiksel bir fark

bulunmamakla birlikte oklüzal bölgede indirekt inley restorasyonların daha başarılı olduğu ifade edilmiştir (Ovul ve ark. 2011). Çalışmamızda ise direkt teknikle yapılan kompozit inley restorasyonlarda hem gingivalde hemde oklüzal bölgede diğer CAD/CAM indirekt uygulamalara göre daha fazla mikrosızıntı görülmüştür. Bu durum; direkt kompozit rezin inley uygulamasında kompozit tabakalı olarak yerleştirilirken uygulanan kuvvetin ve lak kalınlığının her yerde eşit olmaması, CAD/CAM ile hazırlanan örneklerde ise standart bir siman aralığının kullanılması ile açıklanabilir. Gruplar değerlendirildiğinde; gingival bölgede CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan gruplar, diğer gruba oranla daha az sızıntı değerleri göstermiştir, fakat aradaki fark anlamlı değildir. Oklüzal bölgede de CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan gruplar, diğer gruba oranla daha az sızıntı değerleri göstermiştir ve aradaki fark da istatistiksel olarak anlamlıdır.

Lava™ Ultimate, IPS e.max CAD dayanıklılığının karşılaştırıldığı başka bir laboratuvar çalışmasında her iki grup arasında farklılık bulunmamıştır (Chen ve ark. 2014). Fasbinder ve ark.'nın çalışmasında (Fasbinder ve ark. 2010) iki yılın sonunda, oklüzal marjinal adaptasyonun seramik inleylerde, kompozitlere oranla daha iyi olmadığı bildirilmiştir. Buna benzer olarak bizim çalışmamızda oklüzal bölgede sızıntı değerleri incelendiğinde Filtek kompozit inleylerde e.max Press seramik inleylere oranla daha düşük sızıntı değerleri tespit edilmiştir.

Marjinal adaptasyon kompozit restorasyonların ve kompozit rezin simanla dişe yapıştırılan estetik inleylerin kalitesi için önemlidir (Schmalz ve ark. 1995, Gemalmaz ve ark. 1997, Arora ve ark. 2012, Farid ve ark. 2012, Narayana ve ark. 2014). Bazı çalışmalar bu restorasyonlar için marjinal aralığın 100 µm'den daha az olması gerektiğini bildirmişlerdir (O'Neal ve ark. 1993, Sorensen ve Munksgaard 1995, Sheets 1999). S. Zarrati ve Mahboub'un (Zarrati ve Mahboub 2010) yapmış olduğu bir çalışmada, gingival alandaki marjinal aralık hem indirekt kompozit hem de cam-seramik inleylerde oklüzal ve proksimal bölgelerden daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlar çalışmamızın bulguları ile de uyum içerisindedir.

Özdemir ve ark.'nın, (Özdemir ve ark. 2007) direkt ve indirekt seramik inley restorasyonlar ile nanokompozit rezin kullanılarak yapılan direkt kompozit restorasyon ve indirekt kompozit inleylerin, mikrosızıntı özelliklerini değerlendirdikleri bir çalışmada en az sızıntı indirekt kompozit inley grubunda,

ardından indirekt seramik inley grubunda gözlenmiş, en fazla sızıntı direkt seramik inley grubunda tespit etmişlerdir. Söz konusu çalışmada gruplar arasında oklüzal bölgedeki mikrosızıntı değerleri açısından anlamlı farklılık olmadığı bildirilmiştir. Bu çalışmanın verileri çalışmamızla farklıdır, bizim çalışmamızda oklüzal bölgedeki sızıntı değerleri arasında anlamlılık gözlenirken en yüksek sızıntı oranı indirekt seramik inley grubunda (e.max Press) izlenmiştir.

Yine aynı çalışmada, gruplar gingival bölgedeki mikrosızıntı değerleri açısından kıyaslandığında ise yine en az mikrosızıntı direkt kompozit restorasyon grubunda gözlenmiştir (Özdemir ve ark. 2007). Çalışmamızda da en düşük ortalama gingival sızıntı değeri kompozit esaslı bloklar kullanılarak üretilen Lava grubunda tespit edilmiştir. Özdemir ve ark.'nın çalışmasında gruplar arasında istatistiksel olarak gingival bölgedeki mikrosızıntı değerleri açısından anlamlı farklılık olmadığı saptanmıştır. Tüm gruplarda gingival kenarlardaki mikrosızıntı değerleri oklüzal kenarlardaki mikrosızıntı değerlerinden yüksektir ve bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlıdır. Bu durum; gingival bölgede basamağın mine-sement sınırında veya daha altında sonlandığı kavitelere bağlanmanın daha düşük olmasına bağlı olarak mikrosızıntıda artış gözlenmesi ile açıklanabilir.

Seramik inleylerin posterior dişlerde restoratif materyal olarak kullanıldığı bazı klinik çalışmalar mevcuttur. Santos ve ark. (Santos ve ark. 2004) 6 aylık seramik inley ve onleylerin değerlendirildiği bir çalışma yapmışlar ve 6 ayın sonunda tüm seramiklerin tatmin edici performansları olduğunu bildirmişlerdir. Manhart ve ark. (Manhart ve ark. 2000) yaptıkları çalışmada 2 yıllık süreçte, kompozit inleyler %90 oranında başarı gösterirken, seramik inleylerin %100 oranında başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Thordrup ve ark. (Thordrup ve ark. 2001) direkt ve indirekt yöntemlerle, seramik ve kompozitler kullanılarak hazırlanan dört farklı diş renginde inley restorasyonları değerlendirdikleri çalışmada seramik inleylerin uzun vadede başarısız olabileceğini belirtmiştir. Lange ve Pfeiffer, (Lange ve Pfeiffer 2009) yaptıkları çalışmada seramik inleylerin direkt kompozit restorasyonlardan marjinal adaptasyon, renk uyumu ve anatomik form bakımından bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Posterior diş restorasyonları dayanıklılığı yüksek materyaller gerektirir ve seramik restorasyonlar da bu koşulu sağlamaktadır (Desai ve Das 2011b). Klinik çalışmalarla bağlantılı olarak *in vitro* çalışmalarda ve bizim

çalışmamızda seramik inley ve onleylerin posterior restorasyon için iyi bir seçenek olduğunu söyleyebiliriz.

Abboud ve ark. (Abboud ve ark. 2004) yaptıkları çalışmada tam seramik restorasyonların gingival marjin veya üzerinde ve minede sonlanması gerektiğini, seramiğin rezin siman ile mineye bağlanma kuvvetinin fosforik asit kullanımının etkisi ile oluştuğunu ve restorasyon kenarları dentinde bitirildiğinde dentin adezivlerin daha düşük bağlanma kuvveti sağlamasından dolayı bu bölgede mine kenarlarına göre daha zayıf bir bağlanma sağlanabildiğini bildirmişlerdir. Bu elde edilen sonuçlar, bizim çalışmamızda gingival sızıntı skorlarının okluzal sızıntı skorlarından yüksek bulunmasının nedenini açıklar niteliktedir.

Sonuç olarak, *in vitro* çalışmalardan beklenen değerlere göre; inleyler ve bu restorasyonların geniş madde kaybı olan vakalarda minimal invaziv diş hekimliği için bir seçenek oluşturduğunu göstermesine rağmen, kompozit ve seramik onleyler randomize kontrollü bir çalışmada hiç kıyaslanmamıştır (Fron Chabouis ve ark. 2013).

Genel olarak bütün bulgular değerlendirildiğinde çalışmadan çıkarılacak sonuçlar şu şekilde sıralanabilir:

- CAD/CAM ile yapılan restorasyonlarda gingival bölgedeki sızıntı skorları değerlendirildiğinde diğer gruplara oranla anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Bunun nedeni de kavite sınırlarının aproksimal bölgelerde mine-  
sement sınırının altına ulaştığı durumlarda hangi materyal kullanılırsa kullanılsın, iyi bir bağlanma elde edilememesi ve buna bağlı olarak da mikrosızıntının tamamıyla elimine edilememesi ile açıklanabilir.

- Ölçü alma zorunluluğu, uzun süren laboratuvar işlemlerinin olmaması zaman ve uygulama açısından da CAD/CAM sistemlerine avantaj sağlamaktadır.

- CAD/CAM ile yapılan inley restorasyonlarda okluzal bölgede diğer gruplara oranla daha düşük sızıntı oranları tespit edilmiştir ve hipotez doğrulanmıştır fakat sonuç olarak *in vitro* çalışmanın da bazı sınırlamaları vardır. *İn vitro* çalışmalarda ağız ortamında bulunan mikro organizmalar tükürük vb. faktörler bulunmamaktadır.

- CAD/CAM sistemi ve seramik materyallerin daha iyi değerlendirilebilmeleri için uzun dönemde klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

## 5 KAYNAKLAR

- ABBOUD M, STARK H, KOECK B. (2004) Integration of all-ceramic restorations in reconstructive prosthetic dentistry: a case report. *Quintessence Int*,35,103-107.
- ABDUO J, LYONS K, BENNAMOUN M. (2014) Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*,2014,783948.
- ABEL MG. (1998) In-office inlays with today's new materials. *Dent Clin North Am*,42,657-664.
- ABOUSHELIB MN, DE JAGER N, KLEVERLAAN CJ, FEILZER AJ. (2005) Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*,21,984-991.
- AKGUNGOR G, AKKAYAN B, GAUCHER H. (2005) Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent*,94,234-241.
- AKGUNGOR G, SEN D, BAL E, OZCAN M. (2013) Simultaneous Replacement of Maxillary Central Incisors with CEREC Biogeneric Reference Technique: A Case Report. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*,7,112-118.
- AKIN E. (1990) *Diş Hekimliğinde Porselen*. 3rd ed. Gazi Üniv Basım Evi ve Film Merkezi İstanbul. s: 7-10, 232-234.
- AL-DOHAN HM, YAMAN P, DENNISON JB, RAZZOOG ME, LANG BR. (2004) Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent*,91,349-355.
- ALANI AH, TOH CG. (1997) Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent*,22,173-185.
- ALBAKRY M, GUAZZATO M, SWAIN MV. (2003) Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*,89,374-380.

- ALI AM, HAMOUDA IM, GHAZY MH, ABO-MADINA MM. (2013) Immediate and delayed micro-tensile bond strength of different luting resin cements to different regional dentin. *J Biomed Res*,27,151-158.
- ALKUMRU H, HULLAH WR, MARQUIS PM, WILSON HJ. (1988) Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J*,164,39-43.
- ALTUN C. (2005) Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg*,47,77-82.
- ALVES PB, BRANDT WC, NEVES AC, CUNHA LG, SILVA-CONCILIO LR. (2013) Mechanical properties of direct and indirect composites after storage for 24 hours and 10 months. *Eur J Dent*,7,117-122.
- ANUNMANA C, CHAROENCHITT M, ASVANUND C. (2014) Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont*,6,253-258.
- ANUSAVICE KJ, KAKAR K, FERREE N. (2007) Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res*,18 Suppl 3,218-231.
- ARIAS VG, CAMPOS IT, PIMENTA LA. (2004) Microleakage study of three adhesive systems. *Braz Dent J*,15,194-198.
- ARIKAN S. (2005) Posterior Kompozit Restorasyonlar. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*,8,63-70.
- ARORA R, KAPUR R, SIBAL N, JUNEJA S. (2012) Evaluation of Microleakage in Class II Cavities using Packable Composite Restorations with and without use of Liners. *Int J Clin Pediatr Dent*,5,178-184.
- ASAI T, KAZAMA R, FUKUSHIMA M, OKIJI T. (2010) Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater J*,29,661-667.
- AŞKIN A. (2011) Cad/cam ve preslenebilir tüm seramik sistemleri ile yapılan Kronların marjinal ve internal uyumlarının in vivo ve in Vitro karşılaştırmalı olarak araştırılması. *Ege Üniv Sağlık Bilimleri Doktora Tezi*.



- AYDIN C, YILMAZ H, KORKMAZ T, ATLI Y, ZAN T. (1998) Değişik kron-köprü veneer materyallerinin sertliklerinin incelenmesi. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg,1,93-96.
- AYGÜN AU, ÖZKAN Ş, KULAK Y. (2011) Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. Atatürk Univ. Diş Hek. Fak. Derg,2011,150-162.
- AYYILDIZ S, UYAR A, YUZUGULLU B. (2009) Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg,19,219-226.
- BARGHI N, ALEXANDER C. (2003) A new surface sealant for polishing composite resin restorations. Compend Contin Educ Dent,24,30-33; quiz 61-32.
- BARONE A, DERCHI G, ROSSI A, MARCONCINI S, COVANI U. (2008) Longitudinal clinical evaluation of bonded composite inlays: a 3-year study. Quintessence Int,39,65-71.
- BASAVANNA R, GARG A, KAPUR R. (2012) Evaluation of gingival microleakage of class II resin composite restorations with fiber inserts: An in vitro study. J Conserv Dent,15,166-169.
- BAŞBUĞ S, GÖZNELİ R. (2012) Tam seramik sistemler: konvansiyonel yöntemler. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.,147-154.
- BAŞTUĞ Ş, GÖZNELİ R. (2012) Tam seramik sistemler: konvansiyonel yöntemler. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.,2012,147-154.
- BAUM L, MCCOY RB. (1984) Advanced restorative dentistry Saunders, Philadelphia, PA. s: 143.
- BEMBI S, BEMBI NARULA N, SOOD A, GAMBHIR A. (2013) To Evaluate the Effect of Different Adhesive Materials on the Microleakage of Bonded Amalgam Restorations: An in vitro Study. Int J Clin Pediatr Dent,6,95-99.
- BEUER F, SCHWEIGER J, EDELHOFF D. (2008) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J,204,505-511.

- BEUER F, SCHWEIGER J, EICHBERGER M, KAPPERT HF, GERNET W, EDELHOFF D. (2009) High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater*,25,121-128.
- BHAMBHANI R, BHATTACHARYA J, SEN SK. (2013) Digitization and its futuristic approach in prosthodontics. *J Indian Prosthodont Soc*,13,165-174.
- BICALHO AA, PEREIRA RD, ZANATTA RF, FRANCO SD, TANTBIROJN D, VERSLUIS A, SOARES CJ. (2014) Incremental filling technique and composite material--part I: cuspal deformation, bond strength, and physical properties. *Oper Dent*,39,E71-82.
- BIÇER AY. (2011) Seromer Esaslı İki Farklı İndirekt Kompozit Materyalin Sitotoksik Etkilerinin In Vitro Değerlendirilmesi. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg*,28,69.
- BIÇER AZY, KARAKIŞ D, DOĞAN A. (2014) Farklı kimyasal ortamların indirekt kompozitlerin sertlik ve aşınma dirençlerine etkisi. *Acta Odontol Turc*,31,13-17.
- BINDL A, MORMANN WH. (2002) An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont*,15,451-456.
- BLATZ MB, SADAN A, KERN M. (2003) Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*,89,268-274.
- BORBA M, DELLA BONA A, CECCHETTI D. (2009) Flexural strength and hardness of direct and indirect composites. *Braz Oral Res*,23,5-10.
- BOUSHELL LW, RITTER AV. (2009) Ceramic inlays: a case presentation and lessons learned from the literature. *J Esthet Restor Dent*,21,77-87.
- BOWEN RL. (1963) Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*,66,57-64.
- BRAGA RR, MEIRA JB, BOARO LC, XAVIER TA. (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*,26,e38-49.
- BUĞURMAN B. (2010) Lava Zirconia Sistemi Ve Farklı Yüzey Preparasyonları İle Yapılan Anterior Köprü Restorasyonlarının Uzun Dönem Klinik Başarılarının İncelenmesi. *Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*.

- CHANG JC, HART DA, ESTEY AW, CHAN JT. (2003) Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent*,90,18-23.
- CHEN C, TRINDADE FZ, DE JAGER N, KLEVERLAAN CJ, FEILZER AJ. (2014) The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*,30,954-962.
- CHEN LH, TSUTSUMI S, IIZUKA T. (1997) A CAD/CAM technique for fabricating facial prostheses: a preliminary report. *Int J Prosthodont*,10,467-472.
- CHEN MH. (2010) Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*,89,549-560.
- CHRISTENSEN GJ. (1989) Alternatives for the restoration of posterior teeth. *Int Dent J*,39,155-161.
- CHRISTENSEN GJ. (1992) A look at state-of-the-art tooth-colored inlays and onlays. *J Am Dent Assoc*,123,66-67, 70.
- CHRISTENSEN GJ. (2007) Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain-fused-to-metal or zirconia-based? *J Am Dent Assoc*,138,662-665.
- CLELLAND NL, RAMIREZ A, KATSUBE N, SEGHI RR. (2007) Influence of bond quality on failure load of leucite- and lithia disilicate-based ceramics. *J Prosthet Dent*,97,18-24.
- CONRAD HJ, SEONG WJ, PESUN IJ. (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*,98,389-404.
- CRAMER NB, STANSBURY JW, BOWMAN CN. (2011) Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res*,90,402-416.
- CRAMER NB, COUCH CL, SCHRECK KM, BOULDEN JE, WYDRA R, STANSBURY JW, BOWMAN CN. (2010) Properties of methacrylate-thiol-ene formulations as dental restorative materials. *Dent Mater*,26,799-806.
- DALLI M, İNCE B, ŞAHBAZ C, BAŞI E, ÇOLAK H, YAHYA ORÇUN ZORBA, ERCAN E. (2009) Sınıf V Kavitelere Dezenfektanların Mikrosizinti Üzerine Etkisi: In Vitro Çalışma. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*,19,14-19.

- DAOU EE. (2014) The zirconia ceramic: strengths and weaknesses. *Open Dent J*,8,33-42.
- DAUVILLIER BS, FEILZER AJ, DE GEE AJ, DAVIDSON CL. (2000) Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res*,79,818-823.
- DAYANGAÇ B. (2000) *Kompozit Rezinler Güneş Kitabevi*, Ankara.
- DE MORAIS PM, RODRIGUES JUNIOR AL, PIMENTA LA. (1999) Quantitative microleakage evaluation around amalgam restorations with different treatments on cavity walls. *Oper Dent*,24,217-222.
- DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, COUTINHO E, POITEVIN A, PEUMANS M, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. (2005) Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater*,21,999-1007.
- DE SOUZA FB, GUIMARAES RP, SILVA CH. (2005) A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. *Quintessence Int*,36,41-48.
- DEJAK B, MLOTKOWSKI A. (2008) Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent*,99,131-140.
- DELIPERI S, BARDWELL DN. (2002) An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc*,133,1387-1398.
- DENISSEN H, DOZIC A, VAN DER ZEL J, VAN WAAS M. (2000) Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*,84,506-513.
- DESAI PD, DAS UK. (2011a) Comparison of fracture resistance of teeth restored with ceramic inlay and resin composite: An in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*,22,877.
- DESAI PD, DAS UK. (2011b) Comparison of fracture resistance of teeth restored with ceramic inlay and resin composite: an in vitro study. *Indian J Dent Res*,22,877.

- DIETSCHI D, MAGNE P, HOLZ J. (1994) Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence Int*,25,659-677.
- DIKBAŞ İ, KÖKSAL T, ÇAPA N. (2012) Seramik İnley ve Onley Restorasyonlar. *J Istanbul Uni Fac Dent*,41,71-82.
- DING M, SHIN SW, KIM MS, RYU JJ, LEE JY. (2014) The effect of a desensitizer and CO2 laser irradiation on bond performance between eroded dentin and resin composite. *J Adv Prosthodont*,6,165-170.
- DIRXEN C, BLUNCK U, PREISSNER S. (2013) Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*,7,118-122.
- DOUGLAS RD. (2000) Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent*,83,166-170.
- DOYLE MG, GOODACRE CJ, MUNOZ CA, ANDRES CJ. (1990) The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 3. *Int J Prosthodont*,3,327-340.
- DRAGO CJ, PETERSON T. (2007) Treatment of an edentulous patient with CAD/CAM technology: a clinical report. *J Prosthodont*,16,200-208.
- DUKIC W, DUKIC OL, MILARDOVIC S, DELIJA B. (2010) Clinical evaluation of indirect composite restorations at baseline and 36 months after placement. *Oper Dent*,35,156-164.
- DURET F, BLOUIN JL, DURET B. (1988) CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*,117,715-720.
- EFEÖĞLU A. (1992) *Diş Hekimliği Tarihi Alemdar Ofset*, İstanbul. s: 23-87.
- EL-DAMANHOURY H, HAJ-ALI R, PLATT J. (2014) Fracture Resistance and Microleakage of Endocrowns Utilizing Three CAD-CAM Blocks. *Oper Dent*.
- EL-MOWAFY O. (2000) Management of extensive carious lesions in permanent molars of a child with nonmetallic bonded restorations--a case report. *J Can Dent Assoc*,66,302-307.

- ERDEMİR U, YAMAN BC. (2011a) Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve mikrosızıntı araştırma yöntemleri. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry,45,25-35.
- ERDEMİR U, YAMAN BC. (2011b) Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı ve Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri. J Istanbul Uni Fac Dent,45,25-35.
- ERDİLEK D, DORTER C, KORAY F, KUNZELMANN KH, EFES BG, GOMEÇ Y. (2009) Effect of Thermo-mechanical Load Cycling on Microleakage in Class II Ormocer Restorations. Eur J Dent,3,200-205.
- ERSOY M, ÖZEL E. (2004) Restoratif Diş Hekimliğinde Kompozit İnley-Onley Tekniklerinin Değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,14.
- ERSU B, YÜZÜGÜLLÜ B, CANAY Ş. (2008) Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg,32,58-72.
- FARID F, HAJİMİRAGHA H, JELODAR R, MOSTAFAVI AS, NOKHBATOLFOGHAHAIE H. (2012) In vitro evaluation of the effect of core thickness and fabrication stages on the marginal accuracy of an all-ceramic system. J Dent (Tehran),9,188-194.
- FASBINDER DJ. (2006) Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. J Am Dent Assoc,137 Suppl,22s-31s.
- FASBINDER DJ. (2012) Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. Compend Contin Educ Dent,33,50, 52-58.
- FASBINDER DJ, DENNISON JB, HEYS D, NEIVA G. (2010) A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. J Am Dent Assoc,141 Suppl 2,10s-14s.
- FAULL TW, HESBY RA, PELLEU GB, JR., EASTWOOD GW. (1985) Marginal opening of single and twin platinum foil-bonded aluminous porcelain crowns. J Prosthet Dent,53,29-33.
- FERRACANE JL. (2011) Resin composite--state of the art. Dent Mater,27,29-38.

- FERRARI M, MASON PN, FABIANELLI A, CAGIDIACO MC, KUGEL G, DAVIDSON CL. (1999) Influence of tissue characteristics at margins on leakage of Class II indirect porcelain restorations. *Am J Dent*,12,134-142.
- FRADEANI M, AQUILANO A. (1997) Clinical experience with Empress crowns. *Int J Prosthodont*,10,241-247.
- FRADEANI M, REDEMAGNI M. (2002) An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*,33,503-510.
- FRON CHABOUIS H, SMAIL FAUGERON V, ATTAL JP. (2013) Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dent Mater*,29,1209-1218.
- FURUSE AY, GORDON K, RODRIGUES FP, SILIKAS N, WATTS DC. (2008) Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *J Dent*,36,945-952.
- GALE MS, DARVELL BW. (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*,27,89-99.
- GAO B-T, LIN H, ZHENG G, XU Y-X, YANG J-L. (2012) Comparison between a silorane-based composite and methacrylate-based composites: Shrinkage characteristics, thermal properties, gel point and vitrification point. *Dent Mater J*,31,76-85.
- GARBER DA, GOLDSTEIN RE. (1994) Cast-ceramic systems and other alternatives, In: *Porcelain & Composite Inlay & Onlays, Esthetic Posterior Restorations*, Quintessence Publishing Co, Chicago. p: 104.
- GAROUSHI S, MANGOUSH E, VALLITTU M, LASSILA L. (2013) Short fiber reinforced composite: a new alternative for direct onlay restorations. *Open Dent J*,7,181-185.
- GEMALMAZ D, OZCAN M, YORUC AB, ALKUMRU HN. (1997) Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. *J Oral Rehabil*,24,646-651.
- GIACHETTI L, SCAMINACI RUSSO D, BAMBI C, GRANDINI R. (2006) A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract*,7,79-88.

- GIORDANO R. (2006) Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. J Am Dent Assoc,137 Suppl,14s-21s.
- GÖKÇE K. (2005) Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak.,15,52-60.
- GWINNETT JA, TAY FR, PANG KM, WEI SH. (1995) Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. J Prosthet Dent,74,575-585.
- HAKIMEH S, VAIDYANATHAN J, HOUPPT ML, VAIDYANATHAN TK, VON HAGEN S. (2000) Microleakage of compomer class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. J Prosthet Dent,83,194-203.
- HEFFERNAN MJ, AQUILINO SA, DIAZ-ARNOLD AM, HASELTON DR, STANFORD CM, VARGAS MA. (2002a) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent,88,4-9.
- HEFFERNAN MJ, AQUILINO SA, DIAZ-ARNOLD AM, HASELTON DR, STANFORD CM, VARGAS MA. (2002b) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. J Prosthet Dent,88,10-15.
- HEINTZE SD. (2007) Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. J Adhes Dent,9 Suppl 1,77-106.
- HEINTZE SD, CAVALLERI A, FORJANIC M, ZELLWEGER G, ROUSSON V. (2008a) Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. Dent Mater,24,433-449.
- HEINTZE SD, CAVALLERI A, ZELLWEGER G, BUCHLER A, ZAPPINI G. (2008b) Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. Dent Mater,24,1352-1361.
- HERLE GP, JOSEPH T, VARMA B, JAYANTHI M. (2004) Comparative evaluation of glass ionomer and resin based fissure sealant using noninvasive and invasive techniques--a SEM and microleakage study. J Indian Soc Pedod Prev Dent,22,56-62.



- HOLAND W, SCHWEIGER M, FRANK M, RHEINBERGER V. (2000) A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*,53,297-303.
- HOLAND W, RHEINBERGER V, APEL E, VAN 'T HOEN C, HOLAND M, DOMMANN A, OBRECHT M, MAUTH C, GRAF-HAUSNER U. (2006) Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *J Mater Sci Mater Med*,17,1037-1042.
- HOPP CD, LAND MF. (2013) Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clin Cosmet Investig Dent*,5,21-32.
- HORN BROOK DS, CRISPIN BJ. (1994) Indirect and direct composite restorations, In: *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*, B. J. Crispin Ed.(Eds.), Quintessence Publishing Co., Tokyo. p: 137-154.
- HÖLAND W, RHEINBERGER V, SCHWEIGER M. (2003) Control of nucleation in glass ceramics. *Phil Trans R Soc Lond*,361.
- HUTH KC, CHEN HY, MEHL A, HICKEL R, MANHART J. (2011) Clinical study of indirect composite resin inlays in posterior stress-bearing cavities placed by dental students: results after 4 years. *J Dent*,39,478-488.
- IKEDA M, MATIN K, NIKAIDO T, FOXTON RM, TAGAMI J. (2007) Effect of surface characteristics on adherence of *S. mutans* biofilms to indirect resin composites. *Dent Mater J*,26,915-923.
- İLDAY NÖ, URVASIZOĞLU N, SEVEN N. (2009) İndirekt Kompozit İnley Restorasyonlar İle Direkt Kompozit Restorasyonların Mikrosızıntı Yönünden Karşılaştırılması. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*,19,76-84.
- ITOH K, YANAGAWA T, WAKUMOTO S. (1986) Effect of composition and curing type of composite on adaptation to dentin cavity wall. *Dent Mater J*,5,260-266.
- İNCE B, BAHŞI E, ÇOLAK H, DALLI M, ŞAHBAZ C, ERCAN E. (2009) Sınıf II Kavitelelerdeki Üç Farklı Adeziv Sistemin Mikrosızıntılarının SEM ile *İn Vitro* Olarak İncelenmesi *Cumhuriyet Üni. Diş Hek. Fak. Derg.* 12:2.

- JACKSON R. (2012) Esthetic inlays and onlays. In: Freedman G. Contemporary Esthetic Dentistry. St Louis: Elsevier; ,469–481.
- JAIN V, PLATT JA, MOORE BK, BORGES GA. (2009) In vitro wear of new indirect resin composites. Oper Dent,34,423-428.
- KANAT B, ÇÖMLEKOĞLU E, ERDEM A, GÜNGÖR MA. (2013) Konjenital defekti olan hastada CAD/CAM ile estetik yaklaşım: olgu raporu. Ege Üniv Diş Hek Fak Derg,34,52-56.
- KARAARSLAN ES, ERTAS E, OZSEVIK S, USUMEZ A. (2011) Conservative approach for restoring posterior missing tooth with fiber reinforcement materials: four clinical reports. Eur J Dent,5,465-471.
- KARABELA MM, SIDERIDOU ID. (2011) Synthesis and study of physical properties of dental light-cured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent. Dent Mater,27,1144-1152.
- KARADAĞ S. (2005) Mikrosızıntı Araştırma Teknikleri ve Mikrosızıntıyı Etkileyen Faktörler. Atatürk Üniv. DişHek. Fak. Derg.,15,80-87.
- KARATAŞLI B, TUNÇ E. (2006) CEREC sisteminin gelişimi. J Am Dent Assoc,137,22-31.
- KELLY JR. (2004) Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am,48,viii, 513-530.
- KELLY JR, NISHIMURA I, CAMPBELL SD. (1996) Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent,75,18-32.
- KHALIQ AGA, AL-RAWI II. (2014) Fracture strength of laminate veneers using different restorative materials and techniques (A comparative in vitro study). J Baghdad Col Dent,26,1-8.
- KIDD EA. (1976) Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. Br Dent J,141,305-310.
- KIM BJ, YU B, LEE YK. (2008) Shade distribution of indirect resin composites compared with a shade guide. J Dent,36,1054-1060.

- KIM HJ, LIM HP, PARK YJ, VANG MS. (2011) Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent*,105,315-322.
- KINOMOTO Y, TORII M, TAKESHIGE F, EBISU S. (1999) Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J Dent*,27,383-389.
- KNOBLOCH LA, MEYER T, KERBY RE, JOHNSTON W. (2005) Microleakage and bond strength of sealant to primary enamel comparing air abrasion and acid etch techniques. *Pediatr Dent*,27,463-469.
- KORKMAZ C. (2014) Tam Seramiklerin Dişhekimliğindeki Yeri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*,24,136-140.
- KORKUT B, YANIKOĞLU F, TAĞTEKİN D. (2012a) Ön Bölgedeki Defektlere Direkt Kompozit Rezin Restorasyonlarla Estetik Yaklaşımlar: 3 Olgu Sunumu. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. J Dent Fac Atatürk Uni Supplement*.,6,7-15.
- KORKUT B, YANIKOĞLU F, DAĞTEKİN D. (2012b) Ön bölgedeki defektlere direkt kompozit rezin restorasyonlarla estetik yaklaşımlar: 3 olgu sunumu. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak.Derg*,7-15.
- KOUBI S, ELMERINI H, KOUBI G, TASSERY H, CAMPS J. (2012) Quantitative evaluation by glucose diffusion of microleakage in aged calcium silicate-based open-sandwich restorations. *Int J Dent*,2012,105863.
- KRAMER N, FRANKENBERGER R. (2000) Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites. *Oper Dent*,25,466-472.
- KRAMER N, LOHBAUER U, FRANKENBERGER R. (2000) Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*,13,60d-76d.
- KREJCI I, LUTZ F. (1991) Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *J Dent*,19,24-32.
- KUBO S, YOKOTA H, SATA Y, HAYASHI Y. (2001) The effect of flexural load cycling on the microleakage of cervical resin composites. *Oper Dent*,26,451-459.

- KUPEYAN HK, SHAFFNER M, ARMSTRONG J. (2006) Definitive CAD/CAM-guided prosthesis for immediate loading of bone-grafted maxilla: a case report. *Clin Implant Dent Relat Res*,8,161-167.
- KURBAD A. (2001) Cerec goes inLab--the metamorphosis of the system. *Int J Comput Dent*,4,125-143.
- KÜÇÜK BE, KUNT GE. (2012) Lityum disilikat seramikler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*,19,123-131.
- KÜÇÜKEŞMEN HC. (2011) Porselen İnley-Onleyler. *Türkiye Klinikleri J Dent Sci*,2,22-28.
- LANGE RT, PFEIFFER P. (2009) Clinical evaluation of ceramic inlays compared to composite restorations. *Oper Dent*,34,263-272.
- LEE IB, SON HH, UM CM. (2003) Rheologic properties of flowable, conventional hybrid, and condensable composite resins. *Dent Mater*,19,298-307.
- LEINFELDER KF, ISENBERG BP, ESSIG ME. (1989) A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc*,118,703-707.
- LI H, BURROW MF, TYAS MJ. (2002) The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*,18,111-119.
- LIU X, FOK A, LI H. (2014) Influence of restorative material and proximal cavity design on the fracture resistance of MOD inlay restoration. *Dent Mater*,30,327-333.
- LUCENA-MARTIN C, GONZALEZ-RODRIGUEZ MP, FERRER-LUQUE CM, ROBLES-GIJON V, NAVAJAS JM. (2001) Influence of time and thermocycling on marginal sealing of several dentin adhesive systems. *Oper Dent*,26,550-555.
- MAGNE P, PARANHOS MP, SCHLICHTING LH. (2011) Influence of material selection on the risk of inlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. *Dent Mater*,27,109-113.
- MAGNE P, STANLEY K, SCHLICHTING LH. (2012) Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mater*,28,777-782.

- MAGNE P, SCHLICHTING LH, MAIA HP, BARATIERI LN. (2010) In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*,104,149-157.
- MALAMENT KA, SOCRANSKY SS. (1999) Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *J Prosthet Dent*,81,662-667.
- MALHOTRA N, SHENOY RP, ACHARYA S, SHENOY R, MAYYA S. (2011) Effect of three indigenous food stains on resin-based, microhybrid-, and nanocomposites. *J Esthet Restor Dent*,23,250-257.
- MALTA DA, MAGNE P, MONTEIRO-JUNIOR S. (2014) Bond Strength and Monomer Conversion of Indirect Composite Resin Restorations, Part 1: Light vs Heat Polymerization. *J Adhes Dent*.
- MANHART J, SCHEIBENBOGEN-FUCHSBRUNNER A, CHEN HY, HICKEL R. (2000) A 2-year clinical study of composite and ceramic inlays. *Clin Oral Investig*,4,192-198.
- MARCHACK CB. (2007) CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent*,97,389-394.
- MATSUMURA H, TANOUE N, ATSUTA M, KITAZAWA S. (1997) A metal halide light source for laboratory curing of prosthetic composite materials. *J Dent Res*,76,688-693.
- MCLEAN JW. (1979) *The Science and Art of Dental Ceramics - Volume I* Quintessence Publishing Co, Tokyo. s: 30-57.
- MCLEAN JW. (1988) Ceramics in clinical dentistry. *Br Dent J*,164,187-194.
- MCLEAN JW. (2001) Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*,85,61-66.
- MINK JR, TIMMONS JH. (1984) Laminate veneers. *Dent Clin North Am*,28,187-203.
- MIYAZAKI T, HOTTA Y. (2011a) CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal*,56,97-106.

- MIYAZAKI T, HOTTA Y. (2011b) CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*,56 Suppl 1,97-106.
- MIYAZAKI T, HOTTA Y, KUNII J, KURIYAMA S, TAMAKI Y. (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*,28,44-56.
- MJOR IA, TOFFENETTI F. (2000) Secondary caries: a literature review with case reports. *Quintessence Int*,31,165-179.
- MÖRMANN WH. (2004) The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent*,7,11-24.
- MÖRMANN WH, BRANDESTINI M, LUTZ F, BARBAKOW F. (1989) Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int*,20,329-339.
- MUENINGHOFF LA, DUNN SK, LEINFELDER KF. (1990) Comparison of dye and ion microleakage tests. *Am J Dent*,3,192-194.
- MUNCHOW EA, FERREIRA AC, MACHADO RM, RAMOS TS, RODRIGUES-JUNIOR SA, ZANCHI CH. (2014) Effect of acidic solutions on the surface degradation of a micro-hybrid composite resin. *Braz Dent J*,25,321-326.
- NAKAMURA T, OHYAMA T, IMANISHI A, NAKAMURA T, ISHIGAKI S. (2002) Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil*,29,951-955.
- NARAYANA V, ASHWATHANARAYANA S, NADIG G, RUDRASWAMY S, DOGGALLI N, VIJAI S. (2014) Assessment of Microleakage in Class II Cavities having Gingival Wall in Cementum using Three Different Posterior Composites. *J Int Oral Health*,6,35-41.
- O'NEAL SJ, MIRACLE RL, LEINFELDER KF. (1993) Evaluating interfacial gaps for esthetic inlays. *J Am Dent Assoc*,124,48-54.
- OVUL K, ARZU TM, AHMET S, LIPPO VJ L, PEKKA KV. (2011) Marginal adaptation and microleakage of directly and indirectly made fiber reinforced composite inlays. *Open Dent J*,5,33-38.

- OZAKAR-ILDAY N, ZORBA YO, YILDIZ M, ERDEM V, SEVEN N, DEMIRBUGA S. (2013) Three-year clinical performance of two indirect composite inlays compared to direct composite restorations. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*,18,e521-528.
- ÖZDEMİR RC, TULUNOĞLU Ö, TULUNOĞLU İ. (2007) Nanokompozit Rezin ve Feldspatik Seramik Direkt ve İndirekt Restorasyonların Mikrosızıntı Özelliklerinin İn Vitro Değerlendirilmesi. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg*,31,15-23.
- PASHLEY DH. (1991) In vitro simulations of in vivo bonding conditions. *Am J Dent*,4,237-240.
- PEHLIVAN N, KARACAER Ö. (2014) Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi. *Acta Odontol Turc*,31,160-166.
- PEUMANS M, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. (2007) Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent*,9,7-10.
- PEUTZFELDT A, ASMUSSEN E. (2004) Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent*,32,109-115.
- PISHEVAR L, GHAVAM M, PISHEVAR A. (2014) Stress analysis of two methods of ceramic inlay preparation by finite element. *Indian J Dent Res*,25,364-369.
- PIVA E, MEINHARDT L, DEMARCO FF, POWERS JM. (2002) Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clin Oral Investig*,6,244-248.
- POGGIO C, CHIESA M, DAGNA A, COLOMBO M, SCRIBANTE A. (2012) Microleakage in class V gingiva-shaded composite resin restorations. *Ann Stomatol (Roma)*,3,19-23.
- POWERS JM, SAKAGUCHI RL. (2011) Restorative Materials—Composites and Polymers, In: Craig's restorative dental materials, Mosby, St. Louis, Mo. ; London.
- PRESTON JD, DURET F. (1996) CAD/CAM in dentistry. *Alpha Omegan*,89,71-77.
- RAIGRODSKI AJ. (2004a) Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*,48,viii, 531-544.

- RAIGRODSKI AJ. (2004b) Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*,92,557-562.
- RAIGRODSKI AJ. (2004c) Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*,92,557-562.
- REICH S, SCHIERZ O. (2013) Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig*,17,1765-1772.
- RITTER RG. (2010) Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent*,22,332-341.
- RITTER RG RN. (2009) Material considerations focusing lithium disilicate as a thin veneer option. *J Cosmet Dent*,25,111-117.
- ROGGENDORF MJ, KRAMER N, DIPPOLD C, VOSEN VE, NAUMANN M, JABLONSKI-MOMENI A, FRANKENBERGER R. (2012) Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of resin composite inlays in vitro. *J Dent*,40,1068-1073.
- ROSENBLATT R. (2012) A complete ceramic for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*,33 Spec No 6,7-9.
- ROSENSTIEL SF, LAND MF, FUJIMOTO J. (2006) Contemporary fixed prosthodontics Elsevier Health Sciences.
- ROSENTRITT M, ESCH J, BEHR M, LEIBROCK A, HANDEL G. (1998) In vivo color stability of resin composite veneers and acrylic resin teeth in removable partial dentures. *Quintessence Int*,29,517-522.
- ROULET JF, SPREAFICO, R., (2001) Esthetic posterior indirect restorations, In: *Advances in Operative Dentistry, Contemporary Clinical Practice*, Quintessence, Illinois. p: 165-190.
- RUIZ JL, NELSON C, BAZAN R. (2007) Predictability and aesthetics with nonmetal onlays. *Dent Today*,26,106, 108, 110.



- SADOWSKY SJ. (2006a) An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*,96,433-442.
- SADOWSKY SJ. (2006b) An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent*,96,433-442.
- SAHIN D, KAPDAN A, UNAL M, HURMUZLU F. (2009) Farklı yapıdaki kompozit rezin materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*,12,22-28.
- SANTOS MJ, FRANCISCHONE CE, SANTOS JUNIOR GC, BRESCIANI E, ROMANINI JC, SAQUETO R, NAVARRO MF. (2004) Clinical evaluation of two types of ceramic inlays and onlays after 6 months. *J Appl Oral Sci*,12,213-218.
- SARI ME, ÖZMEN B. (2013) Çocuk diş hekimliğinde kullanılan farklı rezin modifiye cam iyonomer simanların su emilimi ve mikrosızıntı değerlerinin karşılaştırılması. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*,21,43-49
- SCHMALZ G, FEDERLIN M, REICH E. (1995) Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent*,73,392-399.
- SCHMIDSEDER J, SÖDERHOLM KJ. (2000) Composite Inlays, In: *Color Atlas of Dental Medicine, Aesthetic Dentistry*, K. H. Rateitschak, ve ark. Ed.(Eds.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart. p: 149-162.
- SCHWEIGER M, HOLLAND W, FRANK M, DRESCHER H, RHEINBERGER V. (1999) IPS Empress II : a new pressable high-glass ceramic for esthetic all-ceramic restoration. . *Quint Dent Technol*,143-151.
- SHEETS CG. (1999) The periodontal-restorative interface: enhancement through magnification. *Pract Periodontics Aesthet Dent*,11,925-931; quiz 932.
- SHILLINGBURG HT, HOBOS S, WHITSETT LD, JACOBI R, BRACKED SE. (1997) All ceramic restorations, In: *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, L. A. Bateman Ed.(Eds.), Quintessence Publishing Co, London. p: 433-455.

- SHONO Y, OGAWA T, TERASHITA M, CARVALHO RM, PASHLEY EL, PASHLEY DH. (1999) Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res*,78,699-705.
- SIRISHA K, RAMBABU T, SHANKAR YR, RAVIKUMAR P. (2014) Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent*,17,305-311.
- SJOGREN G, MOLIN M, VAN DIJKEN JW. (2004) A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont*,17,241-246.
- SOARES CJ, CELIBERTO L, DECHICHI P, FONSECA RB, MARTINS LR. (2005) Marginal integrity and microleakage of direct and indirect composite inlays: SEM and stereomicroscopic evaluation. *Braz Oral Res*,19,295-301.
- SORENSEN JA, MUNKSGAARD EC. (1995) Interfacial gaps of resin cemented ceramic inlays. *Eur J Oral Sci*,103,116-120.
- STAPPERT CF, DENNER N, GERDS T, STRUB JR. (2005) Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *Br Dent J*,199,779-783; discussion 777.
- STAPPERT CF, ATT W, GERDS T, STRUB JR. (2006) Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*,137,514-522.
- STAWARCZYK B, KRAWCZUK A, ILIE N. (2014) Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clin Oral Invest*,1-10.
- STAWARCZYK B, OZCAN M, ROOS M, TROTTMANN A, SAILER I, HAMMERLE CH. (2011) Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater*,27,1045-1053.
- STRUB JR, REKOW ED, WITKOWSKI S. (2006) Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*,137,1289-1296.

- SUAREZ MJ, LOZANO JF, PAZ SALIDO M, MARTINEZ F. (2004) Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*,17,35-38.
- SUNDH A, SJOGREN G. (2004) A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*,31,682-688.
- SUZUKI S, NAGAI E, TAIRA Y, MINESAKI Y. (2002) In vitro wear of indirect composite restoratives. *J Prosthet Dent*,88,431-436.
- ŞAHİN E, AKTAŞ G, ÖZCAN N, AYDIN DH, AKÇA K. (2009) Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab sistemi. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg*,33,41-46.
- ŞENER ID, TÜRKER ŞB. (2009a) Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniv. DişHek. Fak. Derg.*,19,61-67.
- ŞENER ID, TÜRKER B. (2009b) Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniv. DişHek. Fak. Derg.*,19,61-67.
- ŞENGÜN A, ÖZTÜRK B, ÜLKER M, DİŞÇİOĞLU F, ÖZER F. (2005) Farklı Sayıda Termal Siklus Uygulamasının Bir Kompozit Resinin Marjinal Sızıntısı Üzerine Etkisi *G.Ü Diş Hek. Fak. Derg.*, 22: 163-168.
- ŞENYILMAZ P, ÇİFTÇİ Y, CANAY Ş, ŞIRANLI A. (2004) Tam seramik restorasyonlar. *Akademik Dent Diş Hek Derg*,6,32-37.
- TANOUE N, MATSUMURA H, ATSUTA M. (2000) Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent*,84,93-97.
- TANTBIROJN D, PFEIFER CS, BRAGA RR, VERSLUIS A. (2011) Do low-shrink composites reduce polymerization shrinkage effects? *J Dent Res*,90,596-601.
- TAVILOĞLU E. (2011) İki yıl ve daha uzun süre ağızda kalmış Arka Bölge Direkt ve İndirekt Kompozit Restorasyonların 10 Yıllık Klinik Değerlendirilmesi. *Quintessence*,16,29-43.

- THORDRUP M, ISIDOR F, HORSTED-BINDSLEV P. (2001) A 5-year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. *Quintessence Int*,32,199-205.
- THORDRUP M, ISIDOR F, HORSTED-BINDSLEV P. (2006) A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. *Quintessence Int*,37,139-144.
- TIAN M, GAO Y, LIU Y, LIAO Y, XU R, HEDIN NE, FONG H. (2007) Bis-GMA/TEGDMA Dental Composites Reinforced with Electrospun Nylon 6 Nanocomposite Nanofibers Containing Highly Aligned Fibrillar Silicate Single Crystals. *Polymer (Guildf)*,48,2720-2728.
- TINSCHERT J, NATT G, HASSENPFUG S, SPIEKERMANN H. (2004) Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*,7,25-45.
- TOMAN M, TOKSAVUL S, AKIN A. (2008) Bond strength of all-ceramics to tooth structure: using new luting systems. *J Adhes Dent*,10,373-378.
- TUNCER D, ÇELİK Ç, ÇEHRELI SB, ARHUN N. (2014) Comparison of microleakage of a multi-mode adhesive system with contemporary adhesives in class II resin restorations. *J Adh Sci Tech*,28,1288-1297.
- TÜRKÜN Ş, ERGÜCÜ Z. (2004) Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg*,21,143-151.
- TYSOWSKY GW. (2009) The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today*,28,112-113.
- ULTIMATE L. (2011) Lava Ultimate (2011) CAD/CAM restorative—Technical product profile St Paul, Minn: 3M ESPE.
- ULUAKAY M, İNAN H, ARHUN N, YAMANEL K. (2011) Kompozit Rezinler ve Polimerizasyon Büzülmesi. *Ankara Diş Hek Oda Klinik Bilimler Derg*,5,895-902.
- URAL Ç. (2011) Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gaz*,1,27-38.

- ÜŞÜMEZ A, ÇELİK G. (2012) Klinikte Kullanılan Cad/ Cam Sistemleri için Uygun Malzemeler Nelerdir? İstanbul Diş Hek Oda Derg,144,26-29.
- VAN DIJKEN JW. (2000) Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. J Dent,28,299-306.
- VAN MEERBEEK B. (2010) Dentin/enamel bonding. J Esthet Restor Dent,22,157.
- VAN MEERBEEK B, PEUMANS M, POITEVIN A, MINE A, VAN ENDE A, NEVES A, DE MUNCK J. (2010) Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent Mater,26,e100-121.
- VAN MEERBEEK B, DE MUNCK J, YOSHIDA Y, INOUE S, VARGAS M, VIJAY P, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P, VANHERLE G. (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent,28,215-235.
- VIDOTTI HA, GARCIA RP, CONTI PC, PEREIRA JR, VALLE AL. (2013) Influence of low concentration acid treatment on lithium disilicate core/veneer ceramic bond strength. J Clin Exp Dent,5,e157-162.
- VULT VON STEYERN P, EBBESSON S, HOLMGREN J, HAAG P, NILNER K. (2006) Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. J Oral Rehabil,33,682-689.
- WEAVER JD, JOHNSON GH, BALES DJ. (1991) Marginal adaptation of castable ceramic crowns. J Prosthet Dent,66,747-753.
- WILLIAMS PT, SCHRAMKE D, STOCKTON L. (2002) Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. Oper Dent,27,628-635.
- WILLIAMS RJ, BIBB R, RAFIK T. (2004) A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. J Prosthet Dent,91,85-88.
- YAĞLI DB, BURAL C, GEÇKILI O, SÖNMEZ E, BAYRAKTAR G. (2012) Protetik diş hekimliğinde seromer sistemlerin kullanım alanları. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.,5,105-112.

- YAMANEL K, CAGLAR A, GULSAHI K, OZDEN UA. (2009) Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dent Mater J*,28,661-670.
- YAVUZ İ, AYDIN A. (2005) New method for measurement of surface areas of microleakage at the primary Teeth by biomolecule characteristics of Methyleneblue. *Biotechnol Eq.*,19.
- YAVUZYILMAZ H, TURHAN B, BAVBEK B, KURT E. (2005) Tam Porselen Sistemleri II. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg*,22,49-60.
- YOSHIKAWA T, BURROW MF, TAGAMI J. (2001) A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater*,17,359-366.
- YOUSSEF MN, YOUSSEF FA, SOUZA-ZARONI WC, TURBINO ML, VIEIRA MM. (2006) Effect of enamel preparation method on in vitro marginal microleakage of a flowable composite used as pit and fissure sealant. *Int J Paediatr Dent*,16,342-347.
- YUZUGULLU B, AVCI M. (2008) The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*,10,113-121.
- YÜZÜGÜLLÜ B, TEZCAN S. (2005) Renk değişimine ve mine erozyona uğramış dişlerde laminat veneer restorasyon seçeneklerin endikasyon bakımından karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*,8,133-137.
- ZARRATI S, MAHBOUB F. (2010) Marginal adaptation of indirect composite, glass-ceramic inlays and direct composite: an in vitro evaluation. *J Dent (Tehran)*,7,77-83.
- ZHANG Y, SAILER I, LAWN BR. (2013) Fatigue of dental ceramics. *J Dent*,41,1135-1147.

## 6 ÖZGEÇMİŞ

Damla İBRAHİMOV 25.02.1986 Kırıkkale’de doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Kırıkkale’de tamamladı. 2004 yılında girdiği Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2009 yılında mezun oldu.

2010 yılı bahar döneminde Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Restoratif Diş Tedavisi Anabilim dalında doktora öğrenimine başladı. Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim dalında 2010 yılının Ekim ayında araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladı ve halen görevine devam etmektedir. Evlidir.