T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI KOR SERAMİKLERİN IŞIK GEÇİRGENLİĞİNİN İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Özlem CEYLAN

Danışman

Prof. Dr. Filiz AYKENT

KONYA - 2007

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ 1
2. LİTERATÜR BİLGİ 3
2.1. Dental Seramikler 3
2.1.1. Dental seramiklerin yapısı 3
2.1.1.1. Feldspar 3
2.1.1.2. Kuartz 4
2.1.1.3. Kaolin 4
2.1.2. Dental porselenlerin sınıflandırılması 5
2.1.2.1. Pişirme ısılarına göre 5
2.1.2.2. Kullanım alanlarına göre 5
2.1.2.3. Üretim tekniklerine göre 5
2.1.2.3.A. Metal destekli seramikler 7
2.1.2.3.A.A. Döküm metal üzerine hazırlanan metal destekli seramikler 7
2.1.2.3.A.B. Platin ya da altın foli üzerine bitirilen seramikler 7
2.1.2.3.B. Metal desteksiz seramik sistemleri 8
2.1.2.3.B.A. Geleneksel feldspatik ve alüminöz dental seramikler 8
2.1.2.3.B.B. Dökülebilir dental seramikler 8
2.1.2.3.B.B.A. Dicor 8
2.1.2.3.B.B.B. Cerapearl 9
2.1.2.3.B.B.C. OCC Olympus Casted Ceramic 9
2.1.2.3.B.C. Kor yapısı güçlendirilmiş dental seramikler 9
2.1.2.3.B.C.A. Basınç altında enjeksiyonla şekillendirilen kor materyali 9
2.1.2.3.B.C.A.A Cerestore 9
2.1.2.3.B.C.A.B IPS Empress 10
2.1.2.3.B.C.A.C IPS Empress 2 10
2.1.2.3.B.C.A.D. IPS e-max 11
2.1.2.3.B.C.B. Magnessia ile güçlendirilmiş kor materyali 11
2.1.2.3.B.C.C. Alümina ile güçlendirilmiş kor materyali 12
2.1.2.3.B.C.C.A. Hi-ceram 12
2.1.2.3.B.C.C.B. In-ceram 12
2.1.2.3.B.C.D. Zirkonyum ile güçlendirilmiş kor materyali 13

2.1.2.3.B.C.D.A. In-Ceram Zirkonya 14
2.1.2.3.B.C.E. Hem alümina hem magnessia ile güçlendirilmiş kor materyali 14
2.1.2.3.B.C.E.A. In-ceram Spinell 14
2.1.2.3.B.D. Bilgisayar ile yapılan dental seramikler 15
2.1.2.3.B.D.A. CEREC 16
2.1.2.3.B.D.B. Duret Sistem 16
2.1.2.3.B.E. Kopya freze ile yapılan seramikler 17
2.1.2.3.B.E.A. Celay 17
2.2. Adeziv Rezin Simanlar 17
2.2.1. Kimyasal sertleşen rezin simanlar 18
2.2.2. Işıkla sertleşen rezin simanlar 18
2.2.3. Hem ışık hem de kimyasal sertleşen rezin simanlar 19
2.3. Işığın geçirgenliğini etkileyen faktörler 19
2.4. Işık Kaynakları 22
2.4.1. Quartz tungsten halogen (QTH) ışık kaynağı 23
2.4.2. Plazma ark ışık kaynakları 24
2.4.3. LED (Light Emitting Diode) 24
2.4.4. Lazer ışık kaynakları 25
3. MATERYAL VE METOT 26
3.1. IPS Empress 2 Seramik Örneklerin Hazırlanması 26
3.2. IPS e-max Örneklerin Hazırlanması 29
3.3. In-ceram Alumina Örneklerin Hazırlanması 30
3.4. In-Ceram Spinell Örneklerin Hazırlanması 33
3.5. In-ceram Zirkonya Örneklerin Hazırlanması 33
3.6. Işık Geçiş Miktarının Ölçülmesi 34
3.7. İstatistiksel Değerlendirme 36
4. BULGULAR 37
5. TARTIŞMA VE SONUÇ 52
6. ÖZET 63
7. SUMMARY 65
8. KAYNAKLAR 67
9. ÖZGEÇMİŞ 78
10. TEŞEKKÜR 79

RESİM LİSTESİ

Resim 3.1 Metal kalıp 27

Resim 3.2. Mum örnekleri 28

Resim 3.3. Tijli porselen örnekler 28

Resim 3.4 Örneklerin kalınlıklarının kontrol edilmesi 29

Resim 3.5. Tamamlanmış A_1 ve $A_{3.5}$ e-max örnekler 30

Resim 3.6. Silikon ölçü 30

Resim 3.7. Revetman modeli 31

Resim 3.8. Cam infiltrasyonu öncesi alumina örnekler 32

Resim 3.9. Tamamlanmış A_1 ve $A_{3.5}$ alumina örnekler 32

Resim 3.10. Tamamlanmış A_1 ve $A_{3.5}$ spinell örnekler 33

Resim 3.11. Tamamlanmış A_1 ve $A_{3.5}$ zirkonya örnekler 34

Resim 3.12. OptiLux ışık kaynağı ve radyometresi 35

Resim 3.13. LED ışık kaynağı ve radyometresi. 35

Resim 3.14. Geçen ışığın yoğunluğunun ölçümü 36

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1. Diş üzerine gelen ışığın yansıması..... 20

Şekil 2.2. Porselen diskten geçen ışığın ölçülmesi (Rasetto ve ark 2004)..... 22

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan porselenler 26

Tablo 4.1. Optilux ışık kaynağının 0.4 mm kalınlığındaki örneklerden geçen ışık yoğunluğu oranların ortalama ve standart sapma değerleri. 37

Tablo 4.2. Optilux ışık kaynağının 0.6 mm kalınlığındaki örneklerden geçen ışık yoğunluğu oranlarının ortalama ve standart sapma değerleri. 38

Tablo 4.3. LED ışık kaynağının 0.4 mm kalınlığındaki örneklerden geçen a ışık yoğunluğu oranların ortalama ve standart sapma değerleri..... 39

Tablo 4.4. LED ışık kaynağının 0.6 mm kalınlığındaki örneklerden geçen ışık yoğunluğu oranların ortalama ve standart sapma değerleri. 40

Tablo 4.5. Çok yönlü varyans analizi sonuçları 41

Tablo 4.6. Porselen gruplarının Tukey HSD gruplandırması 42

Tablo 4.7. 0.4 mm kalınlıktaki tüm porselen örneklerin ışık geçiş oranlarının gruplandırılması 43

Tablo 4.8. 0.6 mm kalınlıktaki tüm porselen örneklerin Tukey HSD gruplandırması (n=10) 45

Tablo 4.9. t testi analizi 47

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 4.1.a. 0.4 mm kalınlığındaki A_1 porselen örneklerden geçen LED ve QTH ışık yoğunluğu oranları 44

Grafik 4.1.b. 0.4 mm kalınlığındaki $A_{3.5}$ porselen örneklerden geçen LED ve QTH ışık yoğunluğu oranları 44

Grafik 4.2.a. 0.6 mm kalınlığındaki A_1 porselen örneklerden geçen LED ve QTH ışık yoğunluğu oranları 46

Grafik 4.2.b. 0.6 mm kalınlığındaki $A_{3.5}$ porselen örneklerden geçen LED ve QTH ışık yoğunluğu oranı 46

Grafik 4.3. QTH ve LED ışık kaynağının porselen gruplarındaki ışık geçiş miktarı (n=10) 48

Grafik 4.4. Tüm porselen gruplarında kalınlık ile QTH ışık kaynağından geçen ışık yoğunluğu arasındaki ilişki 49

Grafik 4.5. Tüm porselen gruplarında kalınlık ile LED ışık kaynağından geçen ışık yoğunluğu arasındaki ilişki 49

Grafik 4.6. Tüm porselen gruplarında renk ile QTH ışık kaynağından geçen ışık yoğunluğu arasındaki ilişki 50

Grafik 4.7. Tüm porselen gruplarında renk ile LED ışık kaynağından geçen ışık yoğunluğu arasındaki ilişki 51

1. GİRİŞ

Hastaların ve klinisyenlerin estetik istekleri tam seramik kronların gelişmesinde rol oynamıştır. Çünkü seramikler; ışığın speküler ve diffüz yansımasını ve mümkün olduğu kadar iyi emilip iletilmesini sağlayıp doğal dişlerin renk özelliklerini ve saydamlığını en iyi şekilde taklit ederler.

Birçok tam seramik sistemde metal altyapı direnci porselen kor yapılarla sağlanabilmektedir. Kor yapıların ışık geçirgenliği estetik kontrolünde ve materyalin seçiminde kritik faktördür.

Materyal sistemleri de iki temel grupta sınıflandırılabilir:

1. Bu gruptakiler yüksek dirençteki opak korları içerirler. Örneğin; Hi-ceram, In-ceram ve Vita seramikler gibi.

2. Bu gruptakilerde yeterli translusensi sağlayacak tam porselenin yapımına izin veren kor materyalleridir ki; bunlara örnek olarak IPS Empress, Dicor ve Optec seramikler verilebilir.

Işık geçirgenliği bu iki kategorideki materyaller arasında değişkenlik gösterebilir. Örneğin; In-ceram seramik daha önce geliştirilen ve daha fazla alüminyum içeriğine sahip kor üzerine yapılan Hi-ceram'dan daha translusenstir. In-ceram spinell korda orijinal alümina kor içeren seramiklerden daha translusenstir (Kelly ve ark. 1996).

Bir tam seramik restorasyonda kor, restorasyonun dayanıklılığında önemli bir faktördür. Kor kalınlığının artması, restorasyonun fonksiyonel kuvvetlere karşı dayanıklılığını arttırırken porselenin opasitesini arttırıp ışık geçirgenliğini azaltarak optik özelliklerini olumsuz yönde etkiler. Tam seramik restorasyonlar hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan veya sadece ışık ile polimerize olan rezin simanlar ile simante edildiklerinde, rezin simanın optimal özelliklerini ve bağlantıyı sağlamak için ışık ünitesinden çıkarak restorasyondan geçen ışığın yoğunluğunun yeterli olması gereklidir (Rasetto ve ark. 2004, Saraç ve ark. 2005).

Bu kor yapıların ışık geçirgenliği konusunda kabaca fikirler olmasına karşın hemen hemen her gün piyasaya sunulan tam seramik sistemlerin ışık geçirgenliği hakkında yeterli bilgiler mevcut değildir. Örneğin; IPS Empress, IPS Empress 2 ve IPS e-max sistemleri arasında ışık geçirgenliği hakkında tam bir bilgi mevcut değildir. Bu çalışmanın amacı piyasaya yeni olarak sunulan IPS Empress 2, IPS e-max, In-ceram alümina, In-ceram zirconia ve In-ceram spinell sistemleriyle hazırlanan korların ışık geçirgenliklerini ve estetik özelliklerini kıyaslamaktır.

2. LİTERATÜR BİLGİ

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental seramiklerin yapısı

Çoğunlukla silikat yapılı olan seramik, bir ya da daha fazla metalin metal olmayan bir elementle genellikle oksijenle yaptığı bir kombinasyondur. Büyük olan oksijen atomları bir matriks gibi görev yaparak daha küçük metal atomlarını ve yarı metal silikon atomlarını arasına sıkıştırmıştır (Yavuzyılmaz ve ark. 2005a).

Seramik kristalindeki atom bağları hem iyonik hem de kovalent karakterdedir. Bu güçlü bağlar seramiklere stabilite, sertlik, sıcağa ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler sağlar. Ancak aynı yapı seramiğe kırılganlık kazandırdığından sakıncalı bir durum çıkmasına neden olur (Akın 1999, O'Brien 2002, Yavuzyılmaz ve ark. 2005a).

Seramikler insanlar tarafından yapısal olarak modifiye edilmiş en eski inorganik materyallerdir. Esas olarak kaolenden meydana gelir ve oldukça zayıf ve pöröz yapısından dolayı diş hekimliğinde kullanımı uygun değildir. Kaolenin silikat, feldspar gibi diğer minerallerle karıştırılması sonucu şeffaflık ve diş hekimliği restorasyonları için gerekli olan dayanıklılık sağlanır (Ubassy 1993, Nayır 1999, Coşkun ve Yaluğ 2002).

2.1.1.1. Feldspar

($K_2OAl_2O_36SiO_2$), porselene translusenslik veren camsı yapıyı oluşturur ve minimum % 60 civarında orana sahiptir. Fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kaolinin tutunması için matriks görevi yapar (Mc Lean 1979, Coşkun ve Yaluğ 2002).

2.1.1.2. Kuartz

(SiO_2) silika yapısında olan kuartz matriks içinde doldurucu görevi yapar. Pişme sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önler ve kitleye stabilite sağlayarak dayanıklılığı artırır. Termal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcıdır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm kazandırır. % 10-30 oranın da bulunur (Mc Lean 1979, Zaimoğlu ve ark. 1993, Yücel 2005).

2.1.1.3. Kaolin

($Al_2O_3SiO_2H_2O$), dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Yapışkan bir yapıya sahip olduğundan diğer maddeleri bir arada tutar, dolayısıyla porselenin modelajına yardımcı olur ve opaklaştırıcı olarak kullanılır (Zaimoğlu ve ark. 1993, O'Brien 2002, Yavuzyılmaz ve ark. 2005a). Kaolin, dental porselenlerde çok az miktarda bulunmakta; bazen de hiç bulunmamaktadır (Van Noort 2002).

Bu üç bileşen dışında porselene renklendirici pigmentler ilave edilmiştir. Bu renk pigmentleri doğal diş görünümünü taklit etmek amacıyla küçük miktarlarda porselene katılmışlardır. Örneğin; titanyum oksit sarı-kahverengi, magnezyum oksit mor, demir oksit kahverengi, kobalt oksit mavi renk için ilave edilmiştir (Phillips 1991, Craig 1993).

Doğal dişler günışığında bir miktar flouresans gösterirler. Porselen üreticileri flouresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamışlardır. Bazı modern porselenler ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir flouresans özelliğine sahiptir.

Flouresans özelliğin elde edilmesi uranyum tuzları ve sodyum diuronat gibi radyoaktif maddelerin eklenmesiyle gerçekleşmekteydi. Ancak günümüzde bunların zararlı etkileri nedeniyle europinyum, samaryum, uterbiyum gibi lanthanidler yani dünya elementleri, kullanılmaya başlamıştır (Zaimoğlu ve ark. 1993, Shillingburg ve ark. 1997, O'Brien 2002, Yavuzyılmaz ve ark. 2005a).

2.1.2. Dental porselenlerin sınıflandırılması

2.1.2.1. Pişirme ısılarına göre

Dental porselenler pişirme ısılarına göre şu şekilde sınıflandırılırlar:

1. Yüksek ısı seramikleri (1290-1370 ºC)
2. Orta ısı seramikleri (1090-1260 ºC)
3. Düşük ısı seramikleri (870-1065 ºC) (Shillingburg ve ark 1997, Değer ve Caniklioğlu 1998)

2.1.2.2. Kullanım alanlarına göre

1. Hareketli protezlerde kullanılanlar
2. Tek parça jaket kronlar ve inleyler-onleyler
3. Kaplama porselenleri (Leinfelder ve Lemmons 1988,Yücel 2005)

2.1.2.3. Üretim tekniklerine göre

A. Metal destekli seramikler.

a. Döküm metal üzerine hazırlanan seramikler

* Vita Omega

* Ivoclar

* Ceramco II

b. Platin ya da altın foli üzerine bitirilen seramikler

* Sunrise

* Renaissance (Chiche ve Pinault 1994)

B. Metal desteksiz seramik sistemleri

a. Geleneksel feldspatik ve alüminöz dental seramikler

b. Dökülebilir dental seramikler

* Dicor

* Cerapearl

* OCC (Olympus Casted Ceramic)

c. Kor yapısı güçlendirilmiş dental seramikler

i. Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilen kor materyali

*Cerestore

*IPS Empress

*IPS Empress 2

*IPS e-max

ii. Magnessia kor porseleni

iii. Alümina ile güçlendirilmiş kor materyali

*Hi-ceram

*In-ceram (Shillingburg ve ark 1997, Oktay 2003)

iv. Zirkonyum ile güçlendirilmiş kor materyali

*Cercon

* In-ceram Zirconia

v. Hem alümina hem magnessia ile güçlendirilmiş kor materyali

*In-ceram spinell (Magne ve Belser 1997)

d. Bilgisayar ile yapılan dental seramikler

*Cerec

*Duret sistem

e. Kopya freze ile yapılanlar

*Celay (O'Brien 2002 , Yücel 2005)

2.1.2.3.A. Metal destekli seramikler

2.1.2.3.A.A. Döküm metal üzerine hazırlanan metal destekli seramikler

Metal destekli seramik restorasyonlar, yaklaşık 40 yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadırlar. Bu süre içinde metal yapıdaki ve bunun üzerini kaplayan porselen materyalindeki gelişmeler metal seramik restorasyonların yaygın bir şekilde kullanımına neden olmuşlardır. Bu restorasyonlar metalin dayanıklılığı ile porselenin estetiğini kombine ederler (Kelly ve ark. 1996).

2.1.2.3.A.B. Platin ya da altın foli üzerine bitirilen seramikler

Foli ile güçlendirilmiş kronlar ilk kez Mc Lean ve Sced tarafından 1976'da geliştirildi. Bu restorasyonlar diş preparasyonunun minimal olduğu ve metal seramik kron için yetersiz mesafe kaldığında metal koping kalınlığının azaltılmasına olanak sağlar. Bu teknikte kullanılan foli kalınlığı 0.025 mm ile 0.05 mm arasında değişmektedir. Foli üzerine bitirilen porselen tekniklerinden en çok kullanılan sistemlerden Renaissance sisteminde platin foli ve Sunrise sistemde de altın foliler kullanılmaktadır (Chiche ve Pinault 1994, Mc Lean ve Odont 2001**).**

2.1.2.3.B. Metal desteksiz seramik sistemleri

2.1.2.3.B.A. Geleneksel feldspatik ve alüminöz dental seramikler

Dental restorasyonlarda kullanılan tüm kaplama porselenleri geleneksel feldspatik yapısındadır. Bu materyal içeriğinde feldspar, kaolin, kuartz materyallerini ve çeşitli renk pigmentlerini bulundurur.

Klasik porselen sistemlerinin yüksek ısıya dayanıklı refraktör day üzerinde pişirilmesiyle elde edilen restorasyonlardır. En önemli dezavantajı restorasyon refraktör daydan çıktıktan sonra ilave gerektiğinde bu pişirmeler marjinlerde yuvarlanma ve büzülmeye neden olabilmektedir (Mc Lean 1979).

2.1.2.3.B.B. Dökülebilir dental seramikler

2.1.2.3.B.B.A. Dicor

Grossman ve Adair, bu farklı seramik esaslı materyalleri Dicor ticari ismi altında 1980'lerde piyasaya sürmüşlerdir. Bu orijinal cam seramik materyali tetrasilik fluormika kristalleri ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) içerir. Mika kristalleri yaklaşık 1 μm kalınlık ve 5-6 μm boyundadır. Bu kristaller materyalin flexibilitesini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık da kazandırırlar (Mc Lean ve Odont 2001, Kedici 2002).

Bir Dicor restorasyon, mum örneğin fosfat bağlı revetmana alınması ve 1370 ºC ' de santrifüj tekniği ile dökülmesi yoluyla yapılır. Bu dökülen cam yapı revetmandan çıkarılır ve 1070 ºC'de 6 saat ikinci bir fırında ısıtılarak kontrollü kristalizasyon işlemine tabi tutulur (Shillingburg ve ark. 1997, Wassell ve ark. 2002, Yavuzyılmaz ve ark. 2005b). Dicor yüksek translusens özelliği nedeniyle diş ve çevre dokuları ile üstün bir renk bütünlüğü gösterir ve bukalemun etki oluşturur (Mc Lean ve Odont 2001).

2.1.2.3.B.B.B. Cerapearl

Döküm apatit porselen olarak bilinen Cerapearl, Hobo ve Iwata tarafından doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksiapatitin en ideal restoratif materyaller olacağı düşüncesiyle, 1985 yılında indirek bir teknik olarak geliştirilmiştir. Cerapearl adı verilen bu sistemin tekniği Dicor cam porselene benzemektedir. Restorasyonun mum örneği fosfat bağlı revetmana alındıktan sonra 800 °C de mum atımı işlemi gerçekleştirilir. Takiben 1460 °C vakum altında santrifüj ile porselen dökülür. Sistemde ikinci aşama camın, ısının kontrollü olarak 870 °C ye yükseltilmesi ile kristalizasyonunu sağlamaktır. Bu işlem 6 ila 12 saat sürer (Hobo ve Iwata 1985). Cerapearl porselenin ışığı kırma indeksi, yoğunluğu ve ısı iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur (Yavuzyılmaz ve ark. 2005b).

2.1.2.3.B.B.C. OCC Olympus Casted Ceramic

Lityum alümina silikat beta spodumen ve mika içerikli dökülebilir bir seramik materyalidir. Bu sistemde mum eritme, döküm ve kristalizasyon işlemleri bilinen dökülebilir dental seramiklerdeki gibi yapılmaktadır. Bu sistemle ilgili yapılmış fazla bir çalışma yoktur (Iijima ve ark. 1990, Yücel 2005.).

2.1.2.3.B.C. Kor yapısı güçlendirilmiş dental seramikler

2.1.2.3.B.C.A. Basınç altında enjeksiyonla şekillendirilen kor materyali

2.1.2.3.B.C.A.A Cerestore

Cerestore sistemde bir kor ya da koping, porseleni desteklemek için mumdan hazırlanır. Takiben revetmana alınır ve mum eritildikten sonra yüksek alümina kristalleri içeren porselen eritilerek kalıp içine dökülür. Kalıp bütün gece boyunca ısıtılır ve kor revetmandan çıkarıldıktan sonra konvansiyonel porselen uygulanır. Sonuç ürün magnezyum alümina (MgA_2O_3) mekanik olarak güçlü oksit seramik materyalidir (Shillingburg ve ark. 1997).

Bu sistemde kalıp içine porselen eritildikten sonra enjeksiyonla uygulanması ve bütün gece yavaş olarak fırınlanması marjinal uyumun mükemmel olmasını

sağlamaktadır. Ancak yapım zamanı ve maliyeti dezavantajlarıdır (Wall ve Cipra 1992, Chiche ve Pinault 1994).

2.1.2.3.B.C.A.B IPS Empress

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyali (IPS) ilk olarak Wohlewend ve Scharer tarafından 1990'da tanımlanmış olup kayıp mum tekniğini kullanır (Qualtrough ve Piddock 1999).

Bu materyal kimyasal olarak SiO_2-Al_2O_3-K_2O' den oluşur. Silikat cam matriks hacminin % 30-40 kadarını, 1.5 μm büyüklüğünde lösit kristalin faz oluşturur. Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer, bükülmeye direnci 120-200 MPa' dır (Yavuzyılmaz ve ark. 2005b).

Restorasyonun mum örneği fosfat bağlı revetmana alınır, mum atımı işlemini takiben lösitle güçlendirilmiş cam seramik 1050 ºC 'de bu boşluğa basınç altında preslenir (Qualtrough ve Piddock 1997, Qualtrough ve Piddock 1999).

2.1.2.3.B.C.A.C IPS Empress 2

IPS Empress sistemde metal desteksiz venerler, inleyler, onleyler ve kronların yapımı üstün uyum, mekanik ve optik özelliklerle sağlanmaktaydı (Shillingburg ve ark. 1997, O'Brien 1997, IPS Empress 2 System –Scientific Documentation, 2003). Ancak dental köprülerin yapımı mümkün olmamaktaydı. Daha sonra 1998 yılında cam matrikse eklenen lityum disilikat kristalleri ile materyal aralığı genişletilerek IPS Empress 2 sistemi geliştirilmiştir (Höland ve ark. 2000, Blatz ve ark. 2003).

IPS Empress'teki % 30-40 oranında kullanılan kristal yapı seramiğin dayanıklılığını artırırken, opak yapıyı etkilediğinden estetik faktörleri biraz olsun kısıtlamaktaydı. IPS Empress 2'de ise lityum disilikat cam seramiğin kontrollü kristalizasyonu ile translusensliği etkilemeden kristal içeriği % 60 oranına çıkarılmıştır. Ayrıca kontrollü kristalizasyon ile florapatit kristalleri oluşturulmuştur; bu kristallerin doğal diş yapısındakine benzer şekil ve kompozisyonda oldukları rapor edilmiştir. Bu da materyalin optik özellikleri ve

aşınma direncinin doğal dişe benzer olmasını sağlamıştır (Qualtrough ve Piddock 2002).

IPS Empress 2'de sonuç materyalinin 3 kat daha dayanıklı olduğu görülmüştür. Bükülme direnci yaklaşık olarak 200 MPa'dır (Qualtrough ve Piddock 2002). Bu sayede anterior ve molar kronların yapımı sağlandığı gibi, üç üyeli anterior ve 2. premolar en son destek olmak üzere posterior köprü yapımına da olanak vermektedir (Blatz ve ark. 2003, Zaimoğlu ve Can 2004).

2.1.2.3.B.C.A.D. IPS e-max

2005 yılında piyasaya sunulan IPS e-max, daha estetik ve daha dirençli restorasyonların yapılabilmesi için homojenize edilmiş lityum disilikat cam seramik şeklinde üretilmiştir. Firma materyali 2 farklı şekilde kullanıma sunmuştur. IPS e-max CAD bloklar CAD/CAM tekniği kullanılarak altyapıların hazırlanmasında kullanılırken, IPS e-max Press ingotlar basınç altında enjeksiyonla altyapıların hazırlanmasında kullanılırlar (Hummel ve Seger 2005).

IPS e-max seramik materyali florapatit kristallerinin farklı konsantrasyonlarını içermektedir. Bu apatit kristallerin, cam seramik restorasyonun ışık geçirgenliğinde gelişme sağlayarak daha doğal görünüm sağladığı ve translusensi arttırdığı söylenmektedir. Bükülmeye direnci 360-400 MPa olarak bildirilmiştir. IPS e-max altyapıları anterior ve posterior bölgede tek kron ve köprülerin yapımına izin vermektedir (IPS e-max Scientific Documentation 2005).

2.1.2.3.B.C.B. Magnessia ile güçlendirilmiş kor materyali

Magnessia kor seramiği 1985 yılında deneysel bir materyal olarak geliştirildi. Yüksek termal ekspansyon katsayısına sahip olarak üretilen bu porselen metal destekli seramik restorasyonlar için kullanılan vener porselenlere koping olarak geliştirilmiştir. Glazelenmemiş magnessia kor seramiğin bükülme direnci konvansiyonel feldspatik porselenin yaklaşık 2 katıdır (131 MPa) (Denry 1996).

2.1.2.3.B.C.C. Alümina ile güçlendirilmiş kor materyali

2.1.2.3.B.C.C.A. Hi-ceram

İlk kez 1972 yılında platin yaprak kullanmaksızın Hi-ceram alumina porseleni elde edilmiştir. Hi-ceram (Vident, Baldwin Park, CA) sisteminde ısıya dayanıklı day üzerinde alüminöz bir kor yapı fırınlanarak elde edilir. Bu kor yapı % 70 Al_2O_3 içerir ve daha sonra bu kor üzerine dentin ve mine porseleni bilinen yöntemlerle şekillendirilir. Sistem diğer tam porselen sistemlerine göre daha fazla çalışma zamanı gerektirir ve In-ceram sistemin geliştirilmesinde önemli bir basamak oluşturmuştur (Wall ve Cipra 1992, Yücel 2005).

2.1.2.3.B.C.C.B. In-ceram

In-ceram alümina, klasik metal seramiklere alternatif olarak ilk kez 1988 yılında piyasaya sunulmuştur. Diğer dental seramiklerden 3-4 kez daha yüksek bükülme direnci olduğu bildirilmiştir (Mc Laren 1998, Haselton ve ark. 2000, Bindl ve Mörmann 2002). In-ceram tam porselen sistemi, yüksek kırılma direnci sayesinde ön ve arka bölgedeki kronların ve ön bölgedeki köprülerin yapımında kullanılabilmektedir (Wall ve Cipra 1992, Yavuzyılmaz ve ark 2005b).

Bu sistemde öncelikle çalışma modelinden bir silikon ölçü maddesiyle tekrar ölçü alınır. Alınan ölçü içine sistemin özel revetmanı dökülerek duplikasyonu elde edilir. Daha sonra ince krema kıvamında alümina süspansyonu ısıya dayanıklı bu duplikat day üzerine fırçayla sürülür. Bu işleme "slip-casting" denir (Shillingburg 1997, Mc Laren 1998, Bindl ve Mörmann 2002, Taşveren ve Özdemir 2005).

Bu alümina kor yapı 1120 °C de 10 saat pişirilir. Aluminyum oksit kor materyalinin likidi, day alçısında bulunan mikroskobik düzeydeki gözenekler yoluyla oluşan kapiller çekim ile emildiğinden çok yoğun bir alumina tabakası oluşur. Alumina kor materyali aşırı kompakt olması nedeniyle yalnızca % 3'lük büzülme gösterir. Bu büzülme miktarı day alçısının sertleşme genleşmesi ile kompanse edilir. Oluşan bu ilk yapı oldukça pörözdür ve dayanıklılığı sadece 6-10 MPa'dır. İkinci pişirme işleminde düşük viskozitede lanthanum cam yapı, bu pöröz

kor üzerine uygulanır. Bu cam kapiller geçiş ile pöröz kor içine 1100°C de 4 ila 6 saatte absorbe olur. Sonuçta yoğun dirençli alüminyum kor yapı elde edilir. Daha sonra bu altyapı feldspatik porselenlerle kaplanarak restorasyonun son şekli elde edilir (Shillingburg 1997, Van Noort 2002, Kedici 2002).

2.1.2.3.B.C.D. Zirkonyum ile güçlendirilmiş kor materyali

Dental materyal teknolojisindeki gelişmeler zirkonya bazlı seramiklerin yapımını sağlamıştır (Guazzato ve ark. 2004). Tetragonal fazda porseleni stabilize etmek için zirkonyum materyaline %3.5-6 oranında yiterbiyum partikülleri ilave edilmiştir. Normalde oda sıcaklığında madde stabil değildir. Grenlerin boyu 0.4 μm olup homojen özellikteki ince grenli bu mikroyapı restorasyonlar için üstün mekanik özellikler sağlamaktadır (Derand ve Derand 2000, Yöndem 2006).

Zirkonyumun mekaniksel özellikleri bilinen tüm dental seramiklerden üstündür. Bu da posteriorda sabit parsiyel protezlerin kullanımına ve porselen altyapı kalınlıklarının azaltılabilmesine izin verir (Denry ve Kelly 2007). Kompozisyonundan dolayı kırılma dayanımı çok yüksek olup sinterize zirkonyanın kırılma dayanımı 1000 MPa'ı aşabilmektedir (Blatz ve ark. 2003). Dezavantajı ise hafif opak görüntü içermesidir. Bu sebeple zirkonyum oksit köprüler ön bölgede önerilmemektedirler (Derand ve Derand 2000, Yöndem 2006).

Zirkonyum ile güçlendirilen bu materyallerin birkaç formu vardır:

- **YPSZ (yittrium-oxide-partially-stabilized zirconia)**: Polikristal yapıda tetragonal zirkonyum olarak isimlendirilmiştir. Yaklaşık % 5 yiterbiyum oksit (Y_2O_2) ile zirkonyumun kısmen stabile edilmesiyle elde edilmiştir (Blatz ve ark 2004).

- **Mg-PSZ (magnesia-partially-stabilized zirconia)**: Krem renginde olup yaklaşık %10'luk MgO ile harmanlanmıştır. Parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum olarak adlandırılır (Yavuzyılmaz 2005b, Yöndem 2006). Mg-PSZ zirkonyum nispeten daha büyük gren boyutu (30-60 μ) nedeniyle

pöröz bir yapıdadır ve aşınma problemi nedeniyle biyomedikal uygulamalarda tercih edilmez.

- **ZTA zirkonyum**: Zirkonya ile sertleştirilmiş alumina olarak sınıflandırılırlar. Biyoseramik olarak kullanımı son zamanlarda artan bir materyaldir. Pörözitesi sinterlenmiş YPSZ'den daha fazladır (Denry ve Kelly 2007).

Bu tür seramiklere örnek olarak IPS e-max ZirCAD ve ZirPress, Cercon, Procera All-Zirkon ve In-ceram Zirkonya verilebilir (Blatz ve ark. 2003, Guazzato ve ark. 2004).

2.1.2.3.B.C.D.A. In-Ceram Zirkonya

In-Ceram zirkonya seramik korlar, ya klasik In-ceram tekniğinde olduğu gibi slip-cast yöntemiyle ya da zirkonyum blokların millingi ile elde edilirler (Mc Laren 1998).

Zirkonya kristal yapının tetragonal formunu içerir. Materyale dışardan bir enerji kaynağı uygulandığında zirkonyum monoklinik forma dönüşüm fazına girer. Monoklinik form kristalleri % 3-5 daha büyüktür. Bu da materyaldeki mikroskobik çatlakları kapatır. Zirkonyanın kırılma dayanımı, bükülme direnci alümina kordan 2 kez daha fazla olup üç üyeli posterior köprülerin yapımına izin verir (Mc Laren 1998).

2.1.2.3.B.C.E. Hem alümina hem magnessia ile güçlendirilmiş kor materyali

2.1.2.3.B.C.E.A. In-ceram Spinell

Alümina ve magnessia karışımı olan In-ceram spinell ($MgAl_2O_4$) vakumlu ortamda cam infiltrasyonuyla elde edilir. In-ceram spinell, In-ceram alüminadan 2 kat daha translusenstir. Çünkü cam yapının kristalleri birbirine daha yakın olup vakum infiltrasyonu pörözitenin azalmasına neden olur. In-ceram spinell ve In-ceram alüminada vakumla değişimler korların translusensisini artırabilir ya da azaltabilir (Mc Laren 1998).

Saf In-ceram spinell kristalleri renksizdir ancak içine metal iyonları (demir, krom gibi) katılarak renklendirilebilirler. In-ceram spinellin, In-ceram alüminadan bükülme direnci % 15-40 daha düşüktür. Bu nedenle In-ceram alümina hem anterior hem posteriorda kullanılırken, In-ceram spinell sadece anterior kronlarda endikedir (Mc Laren 1998).

2.1.2.3.B.D. Bilgisayar ile yapılan dental seramikler

Dental seramik materyallerindeki ve yöntemlerindeki gelişmeler özellikle bilgisayar yardımıyla dizayn/bilgisayar yardımı ile üretim (CAD/CAM), üstün dental seramiklerin yapımına olanak sağlamaktadır (Mc Laren ve Terry 2002, Yücel 2005).

İlk ortaya çıkan CAD/CAM sistemleri düşük çözünürlüklü tarama cihaz ve yetersiz bilgisayar gücü nedeniyle kenar uyumu ve day ile internal adaptasyonu kötü olan restorasyonların yapımına neden olmaktaydı. Ancak yeni sistemlerdeki teknolojik gelişmeler ve yazılımdaki ilerlemeler bu problemleri minimuma indirmiş ve kenar uyumu üstün bir hale getirmiştir (Mc Laren ve Terry 2002, Yücel 2005).

CAD/CAM sistemlerde restorasyon yapımı genel olarak 3 basamakta gerçekleşmektedir:

1. Üç boyutlu yüzey taraması
2. Restorasyonun dizaynı
3. Restorasyonun üretimi (Hickel ve ark. 1997)

İlk olarak 1971 yılında Francois Duret tarafından geliştirilen CAD/CAM sisteminin günümüzde pek çok üyesi bulunmaktadır (Wildgoose ve ark. 2004).

CAD/CAM, konvansiyonel yöntemlerde kullanılmayan materyallerin kullanımına olanak verir. Bu işlem artmış mikroyapısal özellik, yüksek yoğunluk, düşük pörözite ve azalmış artık stres özellikleri gösterir (Mc Laren ve Terry 2002).

2.1.2.3.B.D.A. CEREC

Bilgisayar teknolojisi ile dizayn ve üretim yaparak dental restorasyonların yapılmasında en yaygın kullanılan sistem CEREC'tir. CEREC kelime anlamı olarak Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur (Mörmann ve Bindl 1996).

Sistemin ilk olarak kliniğe girmesi, 1985 yılında Zürih Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde CEREC kullanılarak bir inley restorasyonun yapımı ile gerçekleştirmiştir (Mörmann ve Bindl 2002).

1994 yılında Siemens firması CEREC 2'yi üretti. Bu sistemin geliştirilmesi ile literatüre ilk kez "optical impression" yani "görsel ölçü terimi girmiştir. Ancak alınan bu ölçüye göre bilgisayarda dizayn edilerek üretilen restorasyonlarda okluzal morfolojinin verilmesi o zamanki bilgisayarların kısıtlı etkinliği ile sınırlı kalmıştır (Mörmann ve Bindl 1996, Mörmann ve Bindl 2002).

Sirano firması 2000 yılında CEREC 3'ü piyasaya sürmüştür. Bu sistemde Windows NT platformlu yazılım kullanıldı. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler bu cihazın kullanımındaki sınırlamaları büyük ölçüde ortadan kaldırdı. Görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri ileri derecede hızlandırılmış oldu. Dolayısıyla da üretim işlemi çabuklaştırıldı (Mörmann ve Bindl 2002, Yöndem 2006).

2.1.2.3.B.D.B. Duret Sistem

Dr. Francois Duret tarafından 1971 yılında geliştirilmiştir (Wildgoose ve ark 2004). Karmaşık bir görüntüleme ve bilgisayar dizaynı gerektiren bir sistemdir (Heymann ve ark 1996).

Sistem dişlerin görüntülerini elde etmek için lazer tarayıcı kullanır. Dental başlığa benzeyen lazer tarayıcı ile preparasyonun tüm yüzeylerinden görüntü alınır. Sayısal kontrollü mikromilling makinesi ile altın, kompozit rezin, soy olmayan metal ya da seramikten restorasyon üretilir (Yöndem 2006). Bu sistem sınırlı bir ticari başarı sağlayabilmiştir (Heymann ve ark 1996, Yücel 2005).

2.1.2.3.B.E. Kopya freze ile yapılan seramikler

2.1.2.3.B.E.A. Celay

Celay kopya freze tekniği ve cam infiltrasyonuna dayanan bir sistemdir. Restorasyon, çalışma modeli üzerinde öncelikle mum ya da rezinden altyapı olarak elde edilir. Sistemde kullanılan ön sinterleme yapılmış alüminyum oksit bloklardır. Celay üniti birbirinden ayrılmış iki bölümden oluşmaktadır. Sağ taraftaki kesici bölüme seramik yerleştirilirken diğer kopyalama bölümüne de mum ya da rezin örnek yerleştirilir (Rinke ve Hüls 1996).

Birbirine bu iki bölümün geometrik bir transfer mekanizması ile bağlı olduğu ünitte restorasyonun yapımı yaklaşık 15 dakika sürer. Restorasyonun iç yüzeylerinin kesimi rond, dış yüzeylerininki ise disk şeklindeki frez yardımı ile yapılır. Kor yapının hazırlanmasından sonra konvansiyonel porselenler ve tekniklerle restorasyon tamamlanır (Rinke ve Hüls 1996).

2.2. Adeziv Rezin Simanlar

Porselen restorasyonların uzun dönem ağız ortamında hizmet verebilmesi porselen, yapıştırma ajanı ve diş yapıları arasındaki bağlanmanın başarısına bağlıdır (Çekiç ve ark. 2007). Seramik restorasyonların diş yapıları ile adeziv bağlanması rezin simanlarla sağlanabilmektedir (Kramer ve ark. 2000, Saraç ve ark. 2005, Altıntaş 2007).

Seramiğin diş yapılarına kompozit rezin yapıştırma materyali ile adezyonu, diş ve restorasyonun kırma direncini artırır, kenar sızıntısını azaltır dolayısıyla da tedavinin uzun dönem başarısını artırır (Rosenstiel ve ark 1998, Çekiç ve ark 2007).

Hem diş yapılarına hem de seramiğe çinkofosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer gibi klasik simanlardan daha kuvvetli bağlanan rezin simanlar retansiyon problemini ortadan kaldırmışlardır. Klasik simanlar da tutuculuk restorasyonun giriş yolunu sınırlayan preparasyonun geometrik şekline büyük ölçüde bağlı iken bu formun verilemediği durumlarda rezin simanların kullanımı faydalı olacaktır (Crispin ve ark 1994, Rosenstiel ve ark 1998., Diaz-Arnold 1999).

Rezin simanlar sertleşme mekanizmalarına göre 3 ana grup altında toplanırlar:

1. Kimyasal sertleşen rezin simanlar
2. Işıkla sertleşen rezin simanlar
3. Hem ışıkla hem de kimyasal sertleşen rezin simanlar (Üşümez 2001).

2.2.1. Kimyasal sertleşen rezin simanlar

İki pat halinde kullanıma sunulmuştur**.** Sertleşme reaksiyonu bir pattaki benzoil peroksidin diğer pattaki tersiyer aminle karıştırılmasıyla başlar.

İçeriğindeki Bis–GMA ve amin grubuna bağlı olarak sertleşme süresini kontrol etmek güçtür. Ayrıca yüksek amin konsantrasyonu materyalin zaman içersinde ağız ortamında renginin değişmesine sebep olur (Diaz-Arnold ve ark 1999, Zaimoğlu ve Can 2004).

2.2.2. Işıkla sertleşen rezin simanlar

Bu tip kompozit rezin simanlar tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Tek pat halindeki bu simanlar da kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur. Bunlar tüp içersinde birlikte olmalarına rağmen ışık uygulanmadıkça reaksiyon başlamaz. Sertleşme reaksiyonunu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420-450 nm dalga boyundadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Işıkla sertleşen kompozit materyallerde uzun çalışma zamanının yanında renk stabilitesi sağlanır. Bu tip materyallerde ışıkla sertleşmenin en büyük dezavantajı elde edilen sertleşmenin derinliğinin sınırlı olmasıdır. Tek başına sertleşmenin etkileri belirli bir kalınlıkta optimum güçteki ışık kaynağı ile elde edilir. Yani belirli bir kalınlıktan sonra ışıkla polimerizasyon etkili olamamaktadır (Warren 1990, Allen ve ark 2000, Üşümez 2001).

Polimerizasyon ışıkları için ISO onaylı ışık yoğunluğu değeri minimum 300 mW/cm²'dir ve standart polimerizasyon derinliği gereksinimi 1.5 mm'dir (Quance ve ark 2001, Rasetto ve ark 2004, Saraç ve ark 2005).

2.2.3. Hem ışık hem de kimyasal sertleşen rezin simanlar

Kimyasal ve ışıkla sertleşen rezin materyallerin arzu edilen özelliklerini birleştirmek üzere üretici firmalar tarafından geliştirilmişlerdir. Reaksiyonları ışıkla başlar kimyasal olarak devam eder (Jacobsen ve Rees 1992, Rueggeberg ve Caughman 1993, Öztürk ve ark 2005).

Bu simanlar restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translusens olduğu, ancak sadece ışık ile sertleşmenin tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm'den fazla olan) restorasyonlarda kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004, Altıntaş 2007).

Ancak araştırmalar (Warren 1990, Blackman ve ark 1990, Hasegawa ve ark 1991), ışıkla ya da dual polimerize olan simanlarda ışığın ulaşamadığı bölgelerin hiçbir zaman kimyasal sertleşen simanlar kadar tam sertliğe ulaşmadığını göstermiştir. Yeterli polimerizasyon kompozit rezin simanın optimal fiziksel özellik ve klinik performansının sağlanması açısından önemlidir. Yetersiz polimerizasyon kompozitin renk stabilitesi, su emilimi, sertlik ve dayanıklılık gibi fiziksel özelliklerinin azalmasına neden olur (Pires ve ark 1993, Özyeşil ve ark 2004).

İdeal bir polimerizasyon, ışık kaynağının etkinliğine, ışığın yoğunluğuna, dalga boyuna, sertleştirme süresine, ışık kaynağının ucunun pozisyonuna ve materyalin kompozisyonuna bağlıdır (Rueggeberg ve ark 1999, Knezevic ve ark 2001, Tarle ve ark 2002).

Güçlü bir ışık kaynağı ile elde edilen sertleşmenin kompozitin basınç dayanımını, bükülme dayanımını, yüzey sertliğini ve bağlanma gücünü arttırmakla birlikte polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan iç stres, artık monomer ve dişte oluşan ısının yükselmesine yol açtığı ifade edilmektedir (Sharkey ve ark 2001).

2.3. Işığın geçirgenliğini etkileyen faktörler

Translusensi, özel bir ışık kaynağından yayılan görülebilir ışığın yoğunluğunun o cisimden geçen ışık miktarına oranıdır.

T= Lt / Li

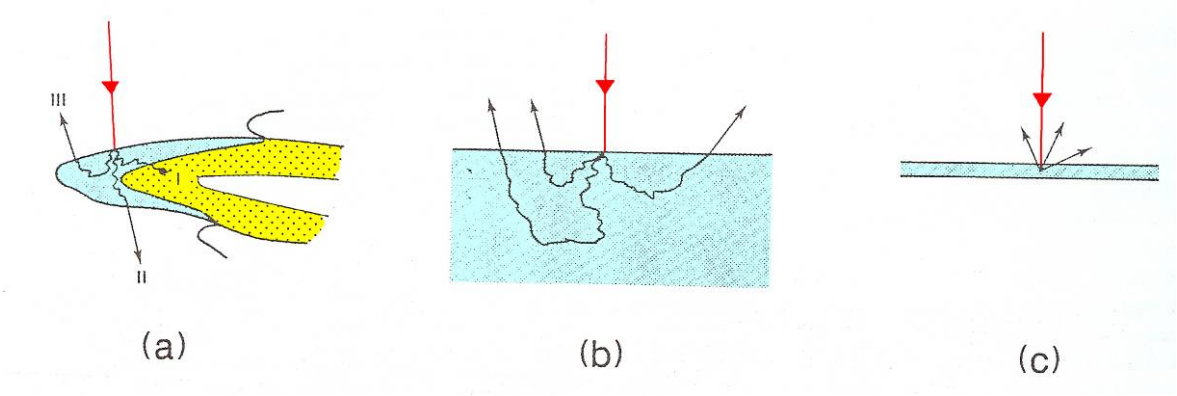
T: Translusensi

Lt: Cisimden geçen ışığın yoğunluğu

Li: Işık kaynağının yoğunluğu

Opasite ise translusensinin tersidir.

Opasite: Li/Lt (Southan 1987).



Şekil 2.1. *Diş üzerine gelen ışığın yansıması*

Bir diş, üzerine düşen ışığın bir kısmını absorbe edebilir (Şekil 2.1.aI), bir kısmını geçirebilir (Şekil 2.1.aII) ve bir kısmını da geri yansıtabilir (Şekil 2.1. aIII) (van der Burgt ve ark. 1990).

Eğer bir cisim üzerine gelen ışığın çoğunu geri yansıtırsa o cisim opak görünür. Opak cisme gelen ışık ya cisim içine girip cisim içinde dağıldıktan sonra tekrar geri yansır (Şekil 2.1.b) ya da yüzeye düşen ışık cisim içinde dağılmadan geri yansır (Şekil 2.1.c) (van der Burgt ve ark. 1990).

Cisim tersine üzerine gelen ışığın çoğunu diğer tarafa geçirir ve daha az bir kısmını geri yansıtırsa o cisim translusens görünür (van der Burgt ve ark. 1990, Heffernan ve ark. 2002a, Heffernan ve ark 2002b).

Işığın porselen restorasyon içinde absorbe olması, geri yansıması ya da materyalden geçmesi kor materyalin kimyasal içeriğine, partikül büyüklüğüne ve ışık kaynağının dalga boyuna bağlıdır (Heffernan ve ark. 2002a, Azer ve ark. 2006).

Porselen küçük boyutlu kristal partiküllerinden oluşmuşsa (yaklaşık 0.1 μm çapında) daha az opaktır ve ışığı daha iyi geçirir. Büyük çaplı partiküllere sahip materyal (yaklaşık 10 μm çapında) ise ışığı daha az geçirerek daha opak görünür. Fakat partikül sayısı da önemlidir. Materyal büyük partiküllü olmasına rağmen hacim başına düşen partikül sayısı az ise ışığın daha az saçılmasına ve opasitenin azalmasına neden olur (Heffernan ve ark. 2002a).

Bir materyalin yüzey özellikleri de (parlaklığı, yüzey yapısı ve yüzey eğimi) ışık geçirgenliğini etkiler (Çal ve ark. 2006). Materyalin ışığı geçirebilmesi için, ışığın dağılımını engelleyecek yüzey pürtüklülüğünün ve pörözitesinin olmaması gereklidir (Inokoshi ve ark. 1996, Engqvist ve ark. 2004). Yapılan çalışmalar porselenin glazeleme işleminin ışık geçirgenliğini arttırdığını ortaya koymuştur (Heffernan ve ark. 2002b, Saraç ve ark 2005).

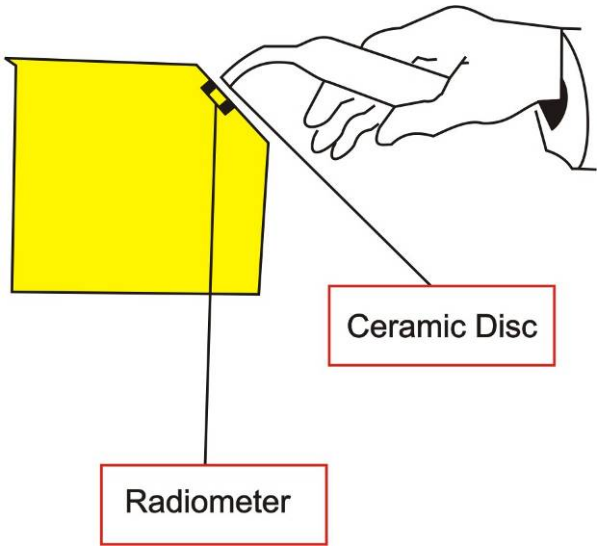
Porselen materyalin translusensini alttaki kor yapının kalınlığı da etkilemektedir. Kor kalınlığı arttıkça translusens azalır (Inokoshi ve ark. 1996, Heffernan ve ark. 2002a, Heffernan ve ark. 2002b, Dozic ve ark. 2003). Ancak klinik uygulamalarda kor kalınlıkları kronun farklı bölgelerinde değişiklik gösterebilir.

Porselen kor yapı içinde maksimum opaklaştırıcı etkiye sahip titanyum oksit, zirkonyum oksit ve seryum oksit gibi renk pigmentlerinin bulunması da porselenin ışık geçirgenliğini etkilemektedir (O'Brien ve ark. 2002, Engqvist ve ark. 2004).

Bir materyalin translusensi ya da opasitesi çok çeşitli metotlarla ölçülebilir. Bu metotlar görsel karar vermeden özel bir ışık kaynağından geçen ışık miktarının spektrofotometrik ölçümlerine kadar değişebilir (Southan 1987). Materyalin translusensini yada opasitesini ölçen pek çok çalışmada (Johnston ve Reistick 1997, Engqvist 2004, Ikeda ve ark 2005) uniform kalınlıktaki materyalin renginin

siyah ve beyaz zeminlerde ölçülerek, oluşan renk farkının hesaplanması ile belirlemişlerdir.

Restorasyondan geçen ışın miktarını ölçen çalışmalarda (Rasetto ve ark 2004, Saraç ve ark. 2005, Peixoto ve ark 2007) ise materyalden geçen ışın miktarını ölçmek için standart kalınlıkta hazırlanan örnekler radyometre cihazının optik gözüne yerleştirerek geçen ışığın yoğunluğunu ölçmüşlerdir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. *Porselen diskten geçen ışığın ölçülmesi (Rasetto ve ark 2004)*

2.4. Işık Kaynakları

Piyasada bulunan ışık kaynakları 2 grupta sınıflandırılabilirler. Birinci grubu beyaz ışık üreten ve polimerizasyon için gerekli 400-500 nm dalga boyları arasındaki mavi ışığın filtre edildiği halojen ve plazma ark ışık kaynakları oluşturmaktadır. İkinci grubu ise mavi ışığın ışık kaynağından direkt olarak elde edildiği lazer ve ışık yayan diod (light emitting diodes (LED)) ışık kaynakları oluşturmaktadır (Caughman ve Rueggeberg 2002).

2.4.1. Quartz tungsten halogen (QTH) ışık kaynağı

QTH ışık kaynakları, gerek ışığın çıkış gücünün arttırılabildiği gerekse farklı çıkış güçlerinde ışığın aynı cihazla değişik sürelerde uygulanabildiği ışık kaynakları olmaları nedeniyle rezin esaslı kompozitlerin polimerizasyonunda en sık kullanılan ışık kaynağıdır (Gagliani ve ark. 2002).

Konvansiyonel halojenler genellikle 400-800 mW/cm^2 arasında işlev görürler Halojen ampulleri yüksek ısılarda küçük tungsten telin elektrik enerjisi ile ısınmasıyla ışık üretirler. Bunların diş hekimliğinde kullanımları yaygın olmasına rağmen halojen lambaların çeşitli dezavantajları vardır (Öztürk ve Üşümez 2004, Eldeniz Ünverdi ve ark 2005).

Halojen ampullerin kullanıldığı QTH ışık kaynaklarında ışık üretilmesi çok verimsizdir. Çünkü kullanılan enerjinin ancak %1'i ışığa, geri kalanı ise ısıya dönüşmektedir. Ayrıca ortaya çıkan bu yüksek ısı lamba komponentlerinin hasarına yol açtığından, bu halojen ışık kaynaklarının verim ömürleri yaklaşık 100 saattir (Eldeniz Ünverdi ve ark. 2005). Halojen ampuller belirgin şekilde ısı ürettiklerinden bir fan yardımıyla ısının düşürülmesi gerekmektedir (Meyer ve ark. 2002).

Konvansiyonel QTH ışık kaynaklarının güçlerini artırmak için tasarlanmış yeni QTH ışık kaynaklarında bazı modifikasyonlar yapılmıştır. Bu modifikasyonlar genellikle ortama xenon gibi bir soy gazının ilave edilmesi, daha iyi yönlendirme, yüksek voltaj uygulanması, daha büyük sarma kullanılması yada spot genişliğinin azaltılarak ışık yoğunluğunun artırılması için uca doğru incelen turbo uçların kullanılmasından ibarettir (Tak 2006). Bunlar geniş spektrumlu ışık kaynaklarıdır ve 800-1200 mW/cm² gibi bir ışık yoğunluğuna sahiptirler (Çekiç ve ark. 2007).

QTH ışık kaynaklarının tüm parçalarının ve ışık veriminin belli aralıklarla test edilmeleri gerekmektedir. Çünkü yetersiz polimerizasyon sonucunda restorasyonun ömrü olumsuz etkilenmektedir (Tak 2006).

2.4.2. Plazma ark ışık kaynakları

QTH ışık kaynaklarında olduğu gibi plazma ark ışık kaynakları da direk beyaz ışığın üretilerek filtrelenme sonucu mavi ışığın dolaylı olarak elde edildiği sistemlerdir (Tak 2006). Plazma ark (PAC) sistemlerinde ışık, iyonize olmuş elektron ve moleküllerin gaz karışımından meydana gelen elektriksel bir alandan yayılır. Bu ışığın üretilmesi esnasında birkaç saniye içinde yüksek miktarda elektromanyetik enerji oluşmaktadır (Peutzfeldt ve ark. 2000).

Halojen lambaların ortalama kullanım süreleri 100 saat iken, plazma ark lambaların 500 ila 5000 saat arasındadır (Davidson ve de Gee 2000).

Plazma ark ışık kaynakları yüksek ışık yoğunluklarına bağlı olarak daha kısa sürede polimerizasyon sağlarlar. Ancak pahalıdırlar ve sağladıkları hızlı polimerizasyon kompozitin yapısında daha fazla büzülmeye ve strese neden olarak restorasyon kenarlarında bozulmaya yol açabilmektedir. Ayrıca pulpaya zararlı olabilecek miktarda ısı oluşturmaları gibi dezavantajlara sahiptirler (Öztürk ve ark. 2004, Saraç ve ark. 2005).

2.4.3. LED (Light Emitting Diode)

LED teknolojisi, ilk olarak 1995 yılında halojen ışık kaynaklarının kısıtlamalarını ortadan kaldırmak üzere üretilmiştir (Mills ve ark 1999, Üşümez ve Öztürk 2004). LED ışık kaynaklarının diğer ışık kaynaklarından farkı, 400-500 nm dalga boyu aralığında sadece görülebilir mavi ışık üretmeleridir. Üretilen ışığın yaklaşık % 95'i polimerizasyon için yeterli düzeydedir. Bu yüzden bu cihazlar daha az elektrik enerjisi kullanırlar (Swift 2002, Meyer ve ark. 2002).

Kullanım ömürleri daha uzundur ve en önemlisi ısı artışı pulpaya zarar verecek ısının çok altındadır (Mills ve ark 1999, Swift 2002, Yoon ve ark. 2002, Jandt ve ark. 2002). LED ile kaybedilen enerji çok az olduğundan açığa çıkan ısı da azdır. Bu nedenle fan ile soğutmaya gerek yoktur. LED'ler küçük ve çubuk şeklinde üretilebilmişlerdir. Ayrıca bu cihazlar kablosuzdur ve rahatça taşınabilirler (Price ve ark. 2003, Çekiç ve ark. 2007).

Kablosuz ışık cihazlarının güvenirliliği pilin gücüne bağlıdır. Sorun pil ömrünün sınırlı oluşudur. Ancak firmalar şarj olabilen piller ile çalışan LED ışık kaynakları üretmişlerdir (Mills ve ark. 1999, Meyer ve ark. 2002).

2.4.4. Lazer ışık kaynakları

Işık üretimi için kullanılan yüksek yoğunluktaki ışık kaynaklarından biri de argon lazerlerdir (St.Georges ve ark 2002). İleri teknoloji ile donatılmış lazer ışık kaynaklarında, çıkan ışığın dalga boyu 470 nm'ye ayarlanabilmekte ve kamforokinon için gerekli optimum dalga boyu direkt olarak bu ışık kaynaklarından sağlanabilmektedir (Dabanoğlu 2003).

Argon lazerler mevcut en dar dalga boyu aralığına sahip ışık kaynaklarıdır. Bu nedenle polimerizasyonu iyileştirmek için birden fazla fotoinitiyatöre sahip kompozit rezinlerle uyumsuzluk göstermektedirler. Harcadıkları enerji ve yüksek ışık yoğunlukları dikkate alındığında oldukça verimsizdirler. Ayrıca ileri teknoloji ve kompleks yapıya sahip olmaları nedeniyle çok pahalı ürünler olan lazer ışık kaynakları polimerizasyon amacıyla ender olarak kullanılmaktadırlar (Tak 2006).

3. MATERYAL VE METOT

Çalışma Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Protez Laboratuarı, As Dental Diş Laboratuarı ve Bayrak Diş Laboratuarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan tam porselen sistemleri, içerikleri ve üretici firmaları Tablo 3.1.'de sunulmuştur.

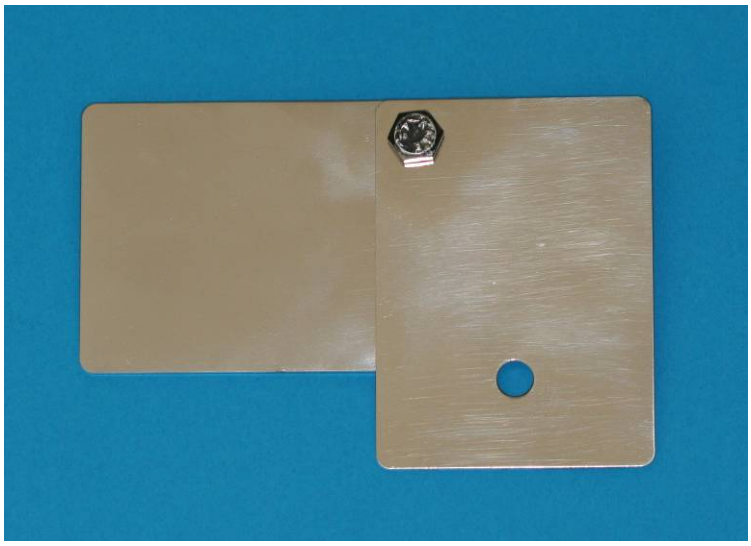
Tablo 3.1. *Çalışmada kullanılan porselenler*

PORSELEN TİPİ	İÇERİĞİ	ÜRETİCİ FİRMA
IPS Empress 2	Lityum disilikat	Ivoclar vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
IPS e-max	Lityum disilikat	Ivoclar vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
In-ceram Alumina	Alüminyumoksit (Al_2O_3)	VITA Zahnfabric, H.Rauter GmbH&Co. KG, Bad Sackingen, Germany
In-ceram Spinell	Magnezyumalüminyumoksit ($M_9Al_2O_4$)	VITA Zahnfabric, Germany
In-ceram Zirkonya	Zirkonyumoksit	VITA Zahnfabric, Germany

3.1. IPS Empress 2 Seramik Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada örneklerin standart boyutlarda hazırlanmasında kullanılmak üzere 6 mm çapında, 0.4 mm ve 0.6 mm kalınlığında Universal CNS lazer kesme cihazında* hazırlanan metal kalıplar kullanılmıştır (Resim 3.1).

** CNS lazer kesme cihazı model 2002, Bystronic Lazer AG, Niederönz, Switzerland*



Resim 3.1 *Metal kalıp*

Hazırlanan kalıplar ile 6 mm çapında, 0.4 mm ve 0.6 mm kalınlığında mum örnekler IPS Empress özel mumu* kullanılarak hazırlandı (Resim 3.2). Hazırlanan mum örnekler üretici firma talimatına göre tij ile bağlandı ve tijler plastik bir kaide üzerine yerleştirildi. Kaidenin etrafı silindir şeklindeki Empress kağıdı ile çevrelendi. IPS Empress özel revetman** ve likidi vakumlu karıştırıcıda*** karıştırılarak kağıt silindir içine döküldü ve üzeri kapatıldı. Revetman sertleştikten sonra plastik kaide ve kapak çıkarılarak döküm silindirinin tabanındaki düzensiz bölgeler bisturi yardımıyla düzeltildi. Döküm silindiri alüminyum oksit piston ve ingotlar ile birlikte ön ısıtma fırınına yerleştirildi. Ön ısıtma fırınında 850 ºC derecede yarım saat bekletildi. Döküm silindiri fırından çıkarıldı ve ingotlar döküm silindiri içine yerleştirildi. Döküm silindiri presleme fırınına yerleştirildi ve 920 ºC derecede presleme işlemi Empress 600 fırınında**** gerçekleştirildi.

** Elastiwax , Ivoclar, Vivadent AG, Schaan Liechtenstein*
*** IPS Press Vest Speed, Ivoclar, Vivadent AG, Schaan Liechtenstein*
**** Motova SL, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co, Bremen, Germany*
***** EP 600, Ivoclar, Vivadent AG, Schaan Liechtenstein*



Resim 3.2. *Mum örnekleri*

Bu işlemin ardından döküm silindiri fırından çıkarılarak oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Soğuma işleminin ardından alüminyum oksit pistonun uzunluğu revetman üzerinde işaretlenerek separe ile kesildi ve spatül yardımıyla belirlenen bölgeden kırıldı. Seramik örnekler 4 bar basınç altında 110 µ'luk Al_2O_3 kumu* ile kabaca kumlandılar. Ardından 2 bar basınçla 50 µ'luk Al_2O_3 kumu ile tamamen temizlendiler (Resim 3.3.).



Resim 3.3. *Tijli porselen örnekler*

** Korox, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co, Bremen, Germany*

Tijleri kesilen örneklerin kaba tesfiyeleri yapıldı. Daha sonra, dijital elektromikrometre* ile kalınlıkları tek bir araştırıcı tarafından dikkatlice kontrol edilerek 180 no'lu zımpara ile yüzeyleri düzeltildi (Resim 3.4.). Empress 2 örneklerinden 0.4 ve 0.6 mm kalınlıklarında A_1 ve $A_{3.5}$ renklerinde 10'ar örnek hazırlandı.



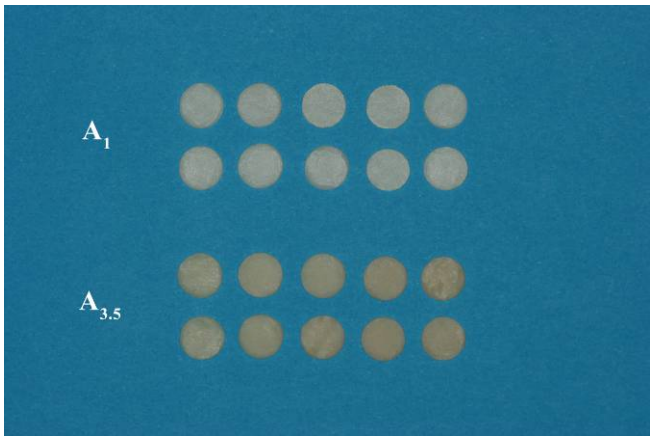
Resim 3.4 *Örneklerin kalınlıklarının kontrol edilmesi*

3.2. IPS e-max Örneklerin Hazırlanması

IPS Empress 2 örneklerde olduğu gibi, Empress e-max örneklerde de iki farklı kalınlıkta (0.4 mm ve 0.6 mm), A_1 ve $A_{3.5}$ renklerinde, her grupta 10'ar adet olacak şekilde hazırlanmışlardır. IPS e-max örnekler, IPS Empress 2 örneklerin hazırlanmasındaki prosedüre benzer şekilde aynı işlemler uygulanarak hazırlanmışlardır. Ancak bunlarda kullanılan döküm silindirinin boyutları, döküm pistonunun boyutunun daha geniş olmasından dolayı daha büyük hazırlanmıştır. IPS e-max örneklerin presleme işlemi de yine Empress 600 fırınında 920ºC'de gerçekleştirilmiştir. IPS e-max örneklerde presleme fırınından çıktıktan sonra 4 bar basınç altında 110 µ'luk Al_2O_3 kumu ile kabaca ve ardından da 2 bar basınçla 50 µ'luk Al_2O_3 kumu ile tamamen temizlendiler.

** BTS Company d.o.o. Ljubljano Brastislauska, Maribor, Zagreb*

Tijleri kesilen örneklerin kaba tesfiyeleri yapıldıktan sonra A_1 ve $A_{3.5}$ renklerinde örneklerinin kalınlıkları dijital elektromikrometre ile kontrol edilerek, aynı araştırıcı tarafından, 180 no'lu zımpara ile yüzeyleri düzeltilerek, kalınlıkları 0.4 mm ve 0.6 mm olacak şekilde bitirildiler (Resim 3.5.).

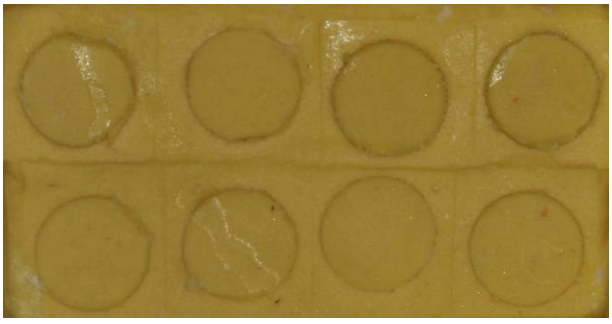


Resim 3.5. *Tamamlanmış A_1 ve $A_{3.5}$ e-max örnekler*

3.3. In-ceram Alumina Örneklerin Hazırlanması

In-ceram seramik örnekler üretici firma talimatlarına uygun olarak aşağıdaki işlem sırasına göre hazırlandılar.

1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan standart metal kalıplardan silikon ölçü maddesiyle*ölçü alındı (Resim 3.6.).



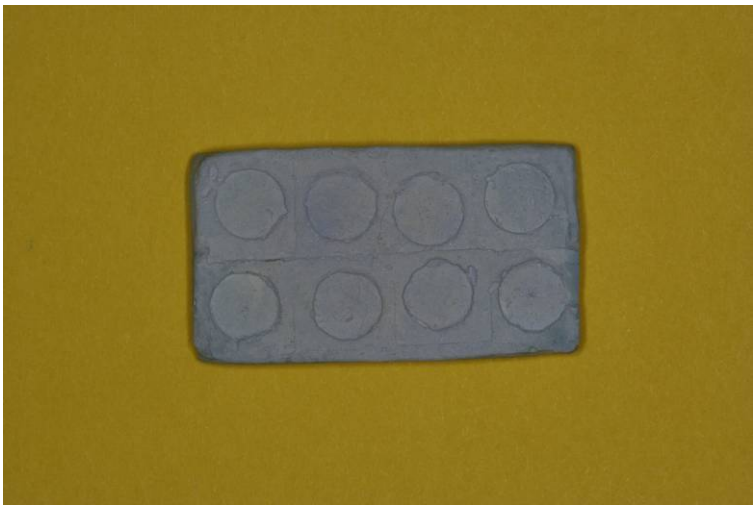
Resim 3.6. *Silikon ölçü*

** Zetaplus, Zhermack, Rovigo, Italy*

2. Alınan duplikat ölçünün içine modelin kolay çıkmasını sağlamak için sprey* sıkıldı.

3. Vita In-ceram özel revetmanı** 4.6 ml saf su ve 20 gr Vita In-ceram revetman tozu önce el ile daha sonra da vakumlu karıştırıcıda 20 sn karıştırıldı. Vibratör üzerinde hava kabarcığı kalmamasına dikkat edilerek duplikat ölçü içine döküldü.

4. Revetman sertleştikten sonra ölçüden çıkarılarak model elde edildi (Resim 3.7.).



Resim 3.7. *Revetman modeli*

5. Revetman model üzerinde fırça yardımıyla ince bir sealent uygulandı ve kuruması için 1 saat beklendi.

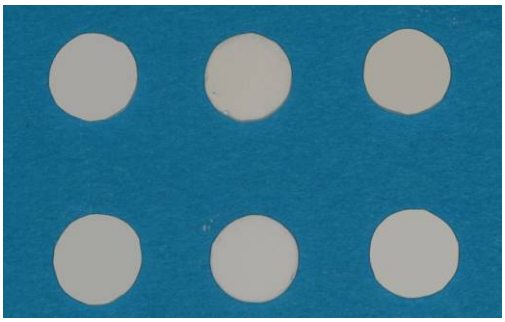
6. Üretici firma talimatlarına göre bir cam kapta Vita In-ceram alümina likit ve tozu karıştırıldı. Karşılaştırılan hamur 7 dakika Vitasonic*** içine konularak karışımın homojen ve akıcı olması sağlandı. Bir dakika kadar da vakuma bağlanarak içinde hava kabarcığı kalması önlendi.

** KKD-Release Spray, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & C0. KG, Bad Sackingen, Germany*

*** In-ceram Spezial Plaster, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & C0. KG, Bad Sackingen, Germany*

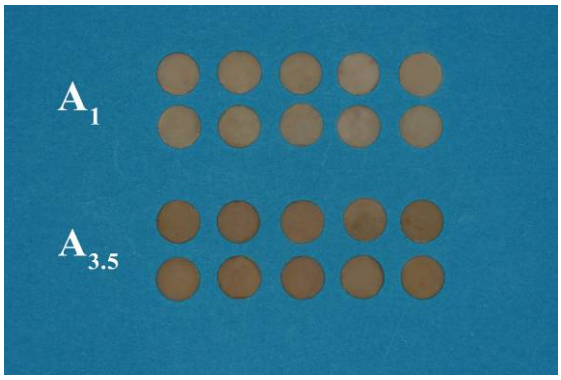
**** Vitasonic, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & C0. KG, Bad Sackingen, Germany*

7. Hazırlanan slip hamuru, revetman model içine yığılarak Vita In-ceramat 3 fırını* kullanılarak 10 saatte 1120 ºC'ye ulaşacak şekilde pişirildiler (slip-casting).



Resim 3.8. *Cam infiltrasyonu öncesi alumina örnekler*

8. In-ceram Alumina örnekler çalışma modellerinden dikkatlice çıkarıldıktan sonra (Resim 3.8.) camlama işlemine geçildi. A_1 ve $A_{3.5}$ renklerindeki In-ceram alümina cam tozları saf su ile akıcı bir şekilde karıştırıldı. Bu ince karışım bir fırça ile 1-2 mm kalınlıkta örnek yüzeylerine uygulandı. Cam emdirme işlemi In-ceramat 3 fırınında 1110 ºC'de yapıldı. Fırından çıkan örnekler 110 µ'luk Al_2O_3 kumu ile 4 bar basınç altında, ardından da 50 µ'luk Al_2O_3 kumu ile 2 bar basınç altında tamamen temizlendiler. Daha sonra kaba tesfiyeleri yapılan örneklerin kalınlıkları aynı araştırıcı tarafından dijital elektromikrometre ile kontrol edilerek 180 no'lu zımpara kullanılarak 0.4 mm ve 0.6 mm olacak şekilde standardize edildiler. (Resim 3.9.)



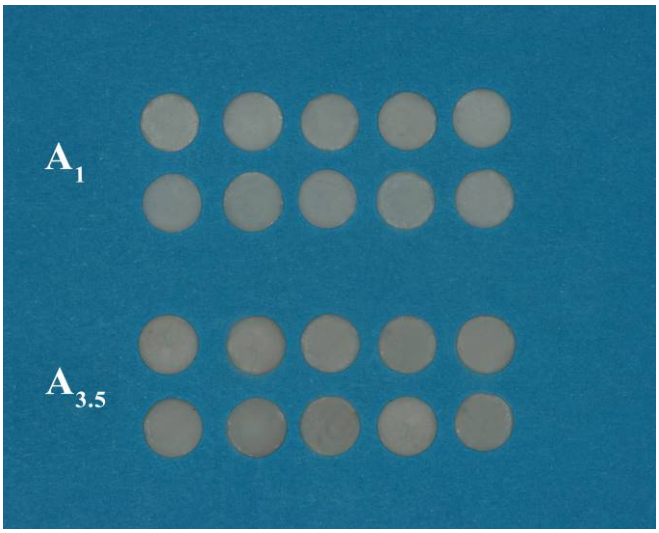
Resim 3.9. *Tamamlanmış A_1 ve $A_{3.5}$ alumina örnekler*

** In-ceramat 3, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & C0. KG, Bad Sackingen, Germany*

3.4. In-Ceram Spinell Örneklerin Hazırlanması

Camlama aşamasına kadar In-ceram spinell örneklerin hazırlanması, In-ceram alümina örneklerin hazırlanmasındakine benzer prosedür takip edilerek yapılmıştır. Sinterize edilen örnekler A_1 rengine uygun olarak S_{11} ve $A_{3.5}$ rengine uygun olarak da S_{12} renklerindeki Vita In-ceram spinell cam tozu distile su ile karıştırılarak örneklerin yüzeylerine 1-2 mm kalınlıkta uygulandı.

Cam infiltrasyon işlemi Vacumat* fırınında 1130 ºC derecede gerçekleştirildi. Fırından çıkan örnekler 110 µ'luk Al_2O_3 kumu ile 4 bar basınç altında, ardından da 50 µ'luk Al_2O_3 kumu ile 2 bar basınç altında tamamen temizlendiler. Daha sonra örneklerin kaba tesfiyeleri yapıldı ve kalınlıkları aynı araştırıcı tarafından dijital elektromikrometre ile kontrol edilerek 180 no'lu zımpara ile 0.4 mm ve 0.6 mm olacak şekilde standardize edildiler (Resim 3.10.).



Resim 3.10. *Tamamlanmış A_1 ve $A_{3.5}$ spinell örnekler*

3.5. In-ceram Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

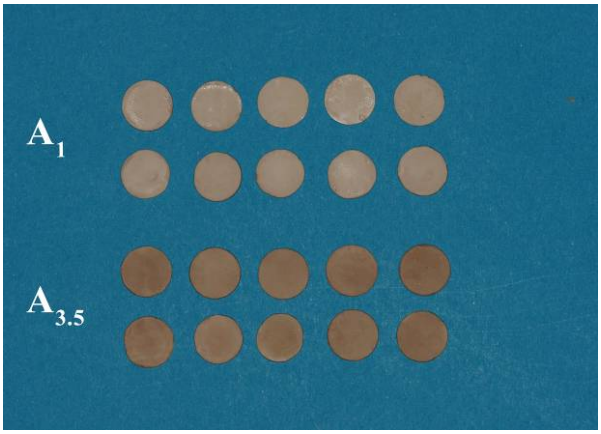
In-ceram zirkonya örnekler, cam infiltrasyonu aşamasına kadar In-ceram alümina ve In-ceram spinell örneklerin hazırlanmasındakine benzer prosedürler takip edilerek hazırlanmışlardır.

** Vacumat, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & C0. KG, Bad Sackingen, Germany*

Sinterize edilen örnekler A_1 ve $A_{3.5}$ renklerindeki Vita In-ceram Zirkonya cam tozu saf su ile karıştırılarak akıcı kıvamdaki karışım bir fırça yardımıyla 1-2 mm kalınlıkta örnek dış yüzeylerine uygulanmıştır. Cam emdirme işlemi In-ceramat III fırınında 1140 ºC'de gerçekleştirilmiştir.

Eğer cam emdirme işleminden sonra beyaz görünen iyi cam emmemiş kısımlar varsa bu kısımlar üzerine tekrar cam hamuru tatbik edilerek ikinci bir defa pişirilmiştir.

Cam emdirilmiş örneklerin kumlama işlemi daha önceki gruplardaki prosedürde tamamlandı. Ardından kaba tesfiyeleri yapıldıktan sonra kalınlıkları aynı araştırıcı tarafından dijital elektromikrometre ile kontrol edilerek 180 no'lu zımpara ile 0.4 mm ve 0.6 mm olacak şekilde standardize edildiler (Resim 3.11.).



Resim 3.11. *Tamamlanmış A_1 ve $A_{3.5}$ zirkonya örnekler*

3.6. Işık Geçiş Miktarının Ölçülmesi

Çalışmada porselen örneklerden geçen ışık miktarını ölçmek için 2 ışık kaynağı; QTH ışık kaynağı* ve LED ışık kaynağı** kullanılmıştır (Resim 3.12. ve 3.13.).

** OptiLux 501 Kerr, Danbury, CT, USA*

*** Monitex-Blue-LEX, Shan-Chang City, Taiwan*



Resim 3.12. *OptiLux ışık kaynağı ve radyometresi*

Her bir örnek için ışık geçiş miktarları ölçülmeden önce ışık kaynaklarının başlangıç ışık yoğunluğu değerleri her cihazın kendi radyometresi kullanılarak ölçülmüştür.

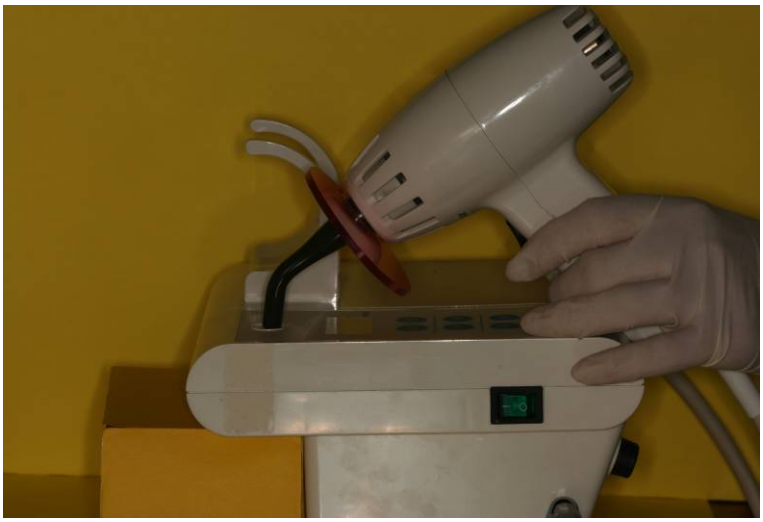


Resim 3.13. *LED ışık kaynağı ve radyometresi.*

QTH ışık kaynağı için 500mW/cm², LED ışık kaynağı için 1000mW/cm² ışık yoğunluğu ölçülmüştür. Geçen ışık yoğunluğu ölçülmeden önce porselen örnekler ultrasonik temizleyicide* aseton kullanılarak 10 dakika süre ile temizlendiler ve kurutuldular.

** Biosonic JR, Whaledent Int, NY, USA*

Daha sonra her gruptaki 2 farklı kalınlık ve renkteki örnekler sırasıyla radyometrelerin 6 mm çapında olan optik gözü üzerine yerleştirilerek, her ışık kaynağı ile 5 saniye süre ile ölçüm yapılmıştır. Ölçümler yapılırken radyometre cihazının optik gözünün yere paralel ve ışın cihazının ucunun örneklere dik olacak şekilde yerleşmesine dikkat edilmiştir (Resim 3.14.).



Resim 3.14. *Geçen ışığın yoğunluğunun ölçümü*

Ölçümler aynı araştırıcı tarafından 2 kez yapılarak ortalama değerleri mW/cm² cinsinden kaydedilmiştir. Daha sonra bu değerler başlangıç ışık yoğunluğu değerlerine bölünerek ışık geçiş oranları bulunmuştur.

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizler SPSS 13.0 paket programı kullanılarak Windows XP ortamında gerçekleştirildi. Sonuçlar çok yönlü varyans analizi, tek yönlü varyans analizi, Tukey HSD ve T testi istatistiksel analizleri yapılarak değerlendirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

Tablo 4.1.'de Optilux ışık kaynağının çalışmadaki tüm porselen gruplarının 0.4 mm kalınlığında A_1 ve $A_{3.5}$ renklerindeki örneklerinden geçen ışık miktarının, ışık kaynağının gücüne olan oranının ortalama değerleri ve standart sapmaları verilmektedir.

Tablo 4.1. *Optilux ışık kaynağının 0.4 mm kalınlığındaki örneklerden geçen ışık yoğunluğu oranların ortalama ve standart sapma değerleri.*

Renk	**Porselen Grupları**	**Ortalama (I_G/I)**	**SS**
A_1	E-max	0.4051	0.01513
	Empress 2	0.4134	0.01935
	Spinell	0.4043	0.02200
	Alumina	0.0086	0.00077
	Zirconia	0.0088	0.00074
$A_{3.5}$	E-max	0.3056	0.01954
	Empress 2	0.2729	0.01755
	Spinell	0.3154	0.02906
	Alumina	0.0094	0.00063
	Zirconia	0.0087	0.00095

Not: I_G = Geçen ışık yoğunluğu

I = Optilux ışık kaynağının gücü

N=10

Tablo 4.2'de Optilux ışık kaynağının çalışmadaki tüm porselen gruplarının 0.6 mm kalınlığında A_1 ve $A_{3.5}$ renklerindeki örneklerinden geçen ışık miktarının, ışık kaynağının gücüne olan oranının ortalama değerleri ve standart sapmaları verilmektedir.

***Tablo 4.2**. Optilux ışık kaynağının 0.6 mm kalınlığındaki örneklerden geçen ışık yoğunluğu oranlarının ortalama ve standart sapma değerleri.*

Renk	**Porselen Grupları**	**Ortalama ($I_G/1$)**	**SS**
A_1	E-max	0.3305	0.02782
	Empress 2	0.3478	0.02217
	Spinell	0.3488	0.02709
	Alumina	0.0092	0.00128
	Zirconia	0.0092	0.00018
$A_{3.5}$	E-max	0.2365	0.02078
	Empress 2	0.1927	0.00274
	Spinell	0.2661	0.01438
	Alumina	0.0089	0.00074
	Zirconia	0.0092	0.00062

Not: I_G = Geçen ışık yoğunluğu

I = Optilux ışık kaynağının gücü

N=10

Tablo 4.3'te LED ışık kaynağının çalışmadaki tüm porselen gruplarının 0.4 mm kalınlığında A_1 ve $A_{3.5}$ renklerindeki örneklerinden geçen ışık miktarının, ışık kaynağının gücüne olan oranının ortalama değerleri ve standart sapmaları verilmektedir.

***Tablo 4.3**. LED ışık kaynağının 0.4 mm kalınlığındaki örneklerden geçen a ışık yoğunluğu oranların ortalama ve standart sapma değerleri.*

Renk	**Porselen Grupları**	**Ortalama(I_G/1)**	**SS**
A_1	E-max	0.6947	0.00568
	Empress 2	0.6687	0.01933
	Spinell	0.6930	0.01059
	Alumina	0.2970	0.02312
	Zirconia	0.0140	0.00516
$A_{3.5}$	E-max	0.5190	0.00568
	Empress 2	0.4635	0.02583
	Spinell	0.5400	0.02261
	Alumina	0.1430	0.01829
	Zirconia	0.0125	0.00677

Not: I_G = Geçen ışık yoğunluğu

I = Optilux ışık kaynağının gücü

N=10

Tablo 4.4'te LED ışık kaynağının çalışmadaki tüm porselen gruplarının 0.6 mm kalınlığında A_1 ve $A_{3.5}$ renklerindeki örneklerinden geçen ışık miktarının, ışık kaynağının gücüne olan oranının ortalama değerleri ve standart sapmaları verilmektedir.

***Tablo 4.4**. LED ışık kaynağının 0.6 mm kalınlığındaki örneklerden geçen ışık yoğunluğu oranların ortalama ve standart sapma değerleri.*

Renk	**Porselen Grupları**	**Ortalama (I_G/1)**	**SS**
A_1	E-max	0.5751	0.03696
	Empress 2	0.5878	0.02193
	Spinell	0.6160	0.02366
	Alumina	0.1940	0.00843
	Zirconia	0.0320	0.01229
$A_{3.5}$	E-max	0.4232	0.01906
	Empress 2	0.3030	0.00483
	Spinell	0.5190	0.03281
	Alumina	0.0600	0.01054
	Zirconia	0.0060	0.00211

Not: I_G = Geçen ışık yoğunluğu

I = Optilux ışık kaynağının gücü

N=10

Çok yönlü varyans analizi (univariate analysis of variance) sonucu porselen tipleri, kalınlık, renk ve ışık cihazlarının ışık geçirgenliğine etkisi ayrı ayrı istatiksel açıdan önemli bulunmuştur. ($p<0.05$), (Tablo 4.5.).

***Tablo 4.5**. Çok yönlü varyans analizi sonuçları*

Varyans Kaynağı	**KT**	**SD**	**KO**	**F**	**P**
Düzeltilmiş Model	20,9086	39	0,5361	790,254	0,000
Porselen	14,6670	4	3,6667	5404,92	0,000
Kalınlık	0,2736	1	0,2736	403,3676	0,000
Renk	1,1234	1	1,1234	1655,937	0,000
Işık cihazı	3,1093	1	3,1093	4583,32	0,000
Porselen*Kalınlık	0,1030	4	0,0257	37,99204	0,000
Porselen*Renk	0,4712	4	0,1178	173,6679	0,000
Kalınlık*Renk	0,0017	1	0,0017	2,639668	0,105
Renk*Işık cihazı	0,1596	1	0,1596	235,325	0,000
Porselen*Işık cihazı	0,8104	4	0,2026	298,6476	0,000
Kalınlık*Işık cihazı	0,0168	1	0,0168	24,80873	0,000
Porselen*Kalınlık*Işık cihazı	0,0335	4	0,0083	12,34698	0,000
Porselen*Kalınlık*Renk	0,0416	4	0,0104	15,3593	0,000
Porselen*Renk*Işık cihazı	0,0670	4	0,0167	24,69661	0,000
Kalınlık*Renk*Işık cihazı	0,0014	1	0,0014	2,181928	0,141
Porselen*Kalınlık*Renk*Işık cihazı	0,0283	4	0,0070	10,45095	0,000

Not: KT = Kareler toplamı KO = Kareler ortalaması SD = Serbestlik derecesi

Tablo 4.5 de görüldüğü gibi porselen tipi ve kalınlık, porselen tipi ve renk, porselen tipi ve ışık cihazı, kalınlık ve ışık cihazı, renk ve ışık cihazı, etkileşimlerinin ışık geçirgenliğine etkileri istatistiksel açıdan önemli bulunmuştur ($p<0.05$). Ancak kalınlık ve renk etkileşiminin ışık geçirgenliğine etkisi önemli olmamıştır ($p=0.105$). Yine porslen tipi, kalınlık ve renk, porselen tipi, kalınlık ve ışık cihazı, porselen tipi, renk ve ışık cihazı etkileşimlerinin ışık geçirgenliğine etkisi önemli olurken ($p<0.05$), kalınlık, renk ve ışık cihazı etkileşiminin etkisi

önemli olmamıştır (p=0.141). Porselen tipi, kalınlık, renk ve ışık cihazı etkileşiminin ışık geçirgenliğine etkiside istatiksel açıdan önemli olmuştur ($p<0.05$).

Çok yönlü varyans analizi sonucuna göre çalışmada incelenen tüm porselen grupların ışık geçirgenliği oranları genel olarak değerlendirildiğinde tam seramik sistemleri arasında fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. Tukey HSD testine göre seramik sistemlerinin ışık geçirgenliği en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla, spinell, e-max, IPS Empress 2, alumina ve zirconia şeklinde olmuştur (Tablo 4.6.)..

***Tablo 4.6**. Porselen gruplarının Tukey HSD gruplandırması*

Gruplar	Ortalama	SS	Tukey HSD
E-max	0,4362	0,1447	B
Empress 2	0,4157	0,1711	C
Spinell	0,4628	0,1451	A
Alumina	0,0912	0,1034	D
Zirconia	0,0125	0,0092	E

Not: SS = Standart sapma n=80

Çalışmada incelenen tam seramik korların ışık geçirgenliğine rengin (A_1 ve $A_{3.5}$), kalınlığın (0.4 ve 0.6 mm) ve ışık kaynaklarının (QTH ve LED) etkisini ayrıntılı olarak alt gruplarda incelemek için tek yönlü varyans analizleri (one-Way ANOVA) yapıldı.

0.4 mm porselen kor kalınlığı, A_1 ve $A_{3.5}$ renklerindeki örneklerde QTH ve LED ışık kaynaklarının ışık geçirgenliği açısından gruplar arasındaki farklar ve Tukey HSD gruplandırılması Tablo 4.7.'da sunulmuştur.

Tablo 4.7*. 0.4 mm kalınlıktaki tüm porselen örneklerin ışık geçiş oranlarının gruplandırılması*

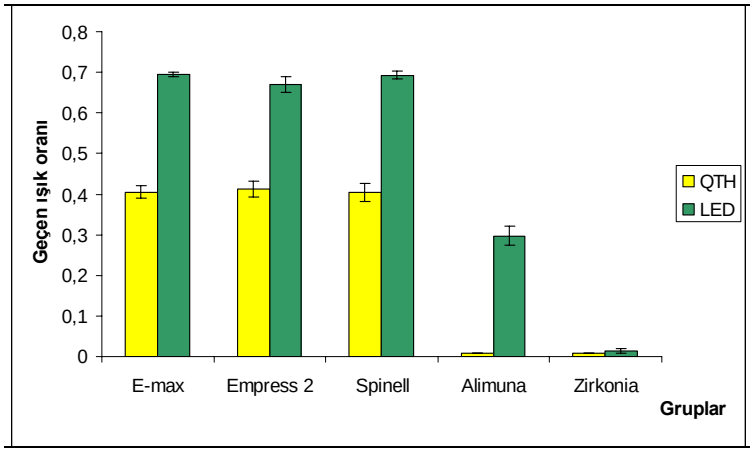
	QTH			LED		
Renk	**Porselen Grupları**	**Ortalama**	**Tukey HSD**	**Porselen Grupları**	**Ortalama**	**Tukey HSD**
A_1	E-max	0.4051	**A**	E-max	0.6947	**A**
	Empress 2	0.4134	**A**	Empress 2	0.6687	**B**
	Spinell	0.4043	**A**	Spinell	0.6930	**A**
	Alumina	0.0086	**B**	Alumina	0.2970	**C**
	Zirconia	0.0088	**B**	Zirconia	0.0140	**D**
$A_{3.5}$	E-max	0.3056	**A**	E-max	0.5190	**A**
	Empress 2	0.2729	**B**	Empress 2	0.4635	**B**
	Spinell	0.3154	**A**	Spinell	0.5400	**A**
	Alumina	0.0094	**C**	Alumina	0.1430	**C**
	Zirconia	0.0087	**C**	Zirconia	0.0125	**D**

Not: *Aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli değilken, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir. (n=10)*

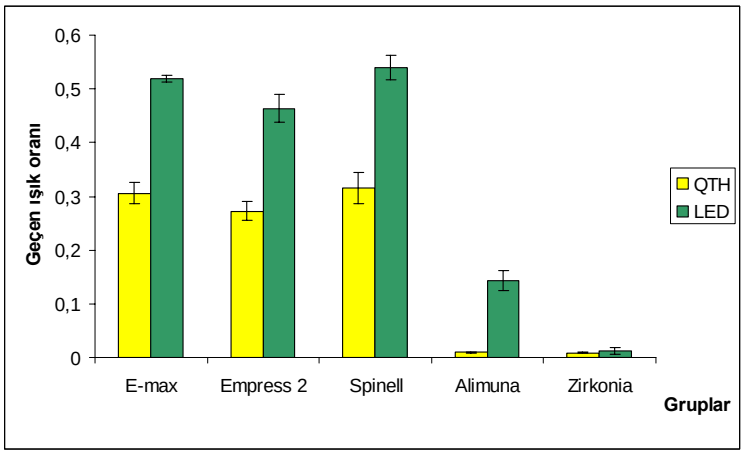
Tablo 4.7.'da görüldüğü gibi 0.4 mm kalınlıktaki altyapılarda A_1 renginde QTH ışık kaynağında IPS Empress 2, e-max ve spinell korlar, alumina ve zirkonyum korlardan daha yüksek ışık geçişi göstermişlerdir. Bu 3 grup istatistiksel açıdan benzer iken ($p>0.05$) alumina ve zirkonya grupları da benzer bulunmuştur ($p>0.05$). $A_{3.5}$ rengindeki korlarda ise spinell ve e-max en yüksek ışık geçişi gösterirken, bu grupları Empress 2 izlemiştir. Empress 2, bu iki gruptan istatistiksel açıdan önemli ölçüde düşük ışık geçişi göstermiştir. Bu grubu da alumina ve zirkonyum grupları izlemiştir ve bu iki grup benzer ışık geçirgenliği göstermişlerdir ($p>0.05$).

LED ışık kaynağında A_1 rengindeki örneklerde en yüksek ışık geçişini e-max ve spinell grupları gösterirken, Empress 2 bu grupları takip etmiştir. Empress 2 bu iki gruptan istatistiksel açıdan önemli ölçüde farklı bulunmuştur ($p<0.05$). Bu grupları sırasıyla alumina ve zirkonyum altyapılar izlemiştir ve bu iki grup

arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli olmuştur ($p<0.05$). $A_{3.5}$ korlarda ise yine spinell ve e-max benzer şekilde en yüksek ışık geçişi gösterirken Empress 2 bu iki gruptan istatistiksel açıdan önemli ölçüde daha düşük ışık geçirgenliği göstermiştir ($p<0.05$). Bu grupları alumina ve zirkonyum altyapılar izlemiştir. Zirkonyum korlar tüm gruplarda istatistiksel açıdan önemli ölçüde daha düşük ışık geçişi göstermişlerdir (Grafik 4.1a. ve 4.1b).



***Grafik 4.1.a**. 0.4 mm kalınlığındaki A_1 porselen örneklerden geçen LED ve QTH ışık yoğunluğu oranları*



***Grafik 4.1.b.** 0.4 mm kalınlığındaki $A_{3.5}$ porselen örneklerden geçen LED ve QTH ışık yoğunluğu oranları*

0.6 mm kor kalınlığı, A_1 ve $A_{3.5}$ renklerindeki örneklerde QTH ve LED ışık kaynaklarının ışık geçirgenliği açısından gruplar arasındaki farklar ve Tukey HSD gruplandırılması da Tablo 4.8.'de verilmiştir.

Tablo 4.8.'de görüldüğü gibi 0.6 mm kalınlıktaki korlarda A_1 renginde QTH ışık kaynağında istatistiksel açıdan önemli düzeyde benzer olmak üzere IPS e-max, Empress 2 ve spinell örnekler ışık geçirgenliği göstermişlerdir. Bu grupları sırasıyla alumina ve zirkonyum grupları izlemiştir. Bu iki grup arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark görülmemiştir ($p>0.05$). $A_{3.5}$ rengindeki altyapılarda ise spinell en yüksek ışık geçirgenliği gösterirken bunu sırasıyla e-max ve Empress 2 izlemiştir. Bu 3 grup arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli olmuştur. Bu grupları benzer ışık geçirgenliği ile alumina ve zirkonyum grupları izlemiştir.

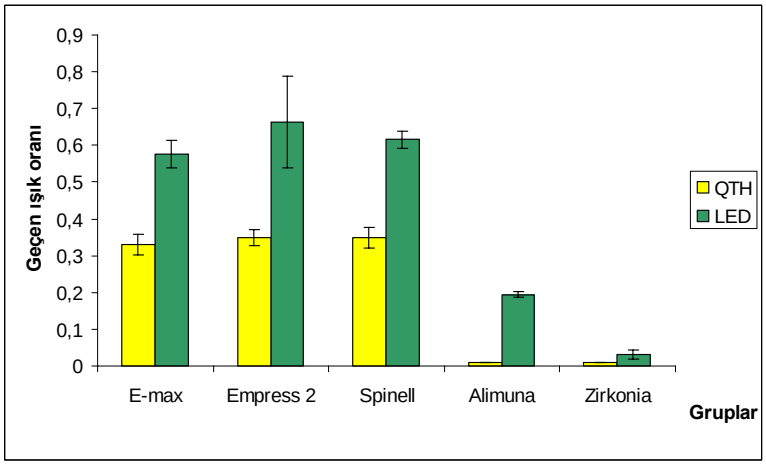
***Tablo 4.8**. 0.6 mm kalınlıktaki tüm porselen örneklerin Tukey HSD gruplandırması (n=10)*

	QTH			**LED**		
Renk	**Porselen Grupları**	**Ortalama**	**Tukey HSD**	**Porselen Grupları**	**Ortalama**	**Tukey HSD**
A_1	E-max	0.3305	**A**	E-max	0.5751	**B**
	Empress 2	0.3478	**A**	Empress 2	0.5878	**AB**
	Spinell	0.3488	**A**	Spinell	0.6160	**A**
	Alumina	0.0092	**B**	Alumina	0.1940	**C**
	Zirconia	0.0092	**B**	Zirconia	0.0320	**D**
$A_{3.5}$	E-max	0.2365	**B**	E-max	0.4232	**B**
	Empress 2	0.1927	**C**	Empress 2	0.3030	**C**
	Spinell	0.2661	**A**	Spinell	0.5190	**A**
	Alumina	0.0089	**D**	Alumina	0.0600	**D**
	Zirconia	0.0092	**D**	Zirconia	0.0060	**E**

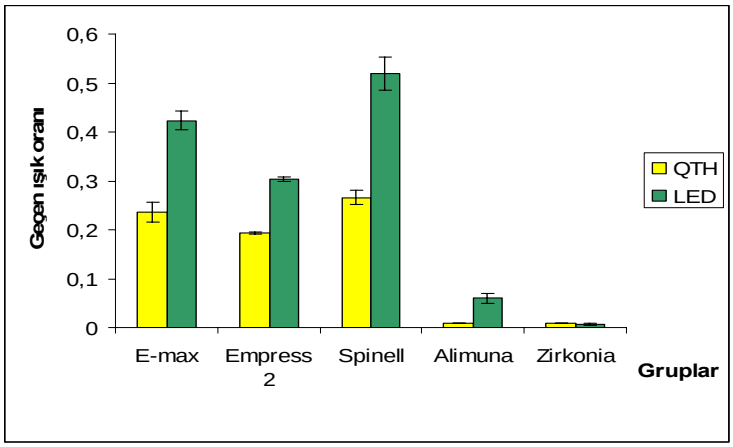
***Not:** Aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli değilken, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir.*

LED ışık kaynağında ise A_1 rengindeki 0.6 mm korlarda spinell örnekler en yüksek ışık geçişi gösterirken bunu Empress 2 ve daha sonra da e-max grubu izlemiştir. E-max ışık geçirgenliği spinellden önemli ölçüde daha düşük ışık geçişi göstermiştir ($p<0.05$). Bu grupları da sırasıyla alumina ve zirkonyum grupları izlemiştir. Bu iki grup arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli olmuştur ($p<0.05$).

0.6 mm ve $A_{3.5}$ rengindeki korlarda LED ışık kaynağından en yüksek ışık geçirgenliğini spinell örnekler gösterirken ($p<0.05$), bu grubu sırasıyla e-max, Empress 2, alumina ve zirkonyum korlar izlemiştir ve tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunmuştur ($p<0.05$), (Grafik 4.2a. ve 4.2b.).



Grafik 4.2.a. *0.6 mm kalınlığındaki A_1 porselen örneklerden geçen LED ve QTH ışık yoğunluğu oranları*



Grafik 4.2.b. *0.6 mm kalınlığındaki $A_{3.5}$ porselen örneklerden geçen LED ve QTH ışık yoğunluğu oranı*

Araştırmada t testi analizine göre LED ışık kaynağından geçen ışık yoğunluğu QTH ışık kaynağından geçen ışık yoğunluğundan istatistiksel açıdan önemli derecede daha fazla bulunmuştur ($p<0.05$), (Tablo 4.9).

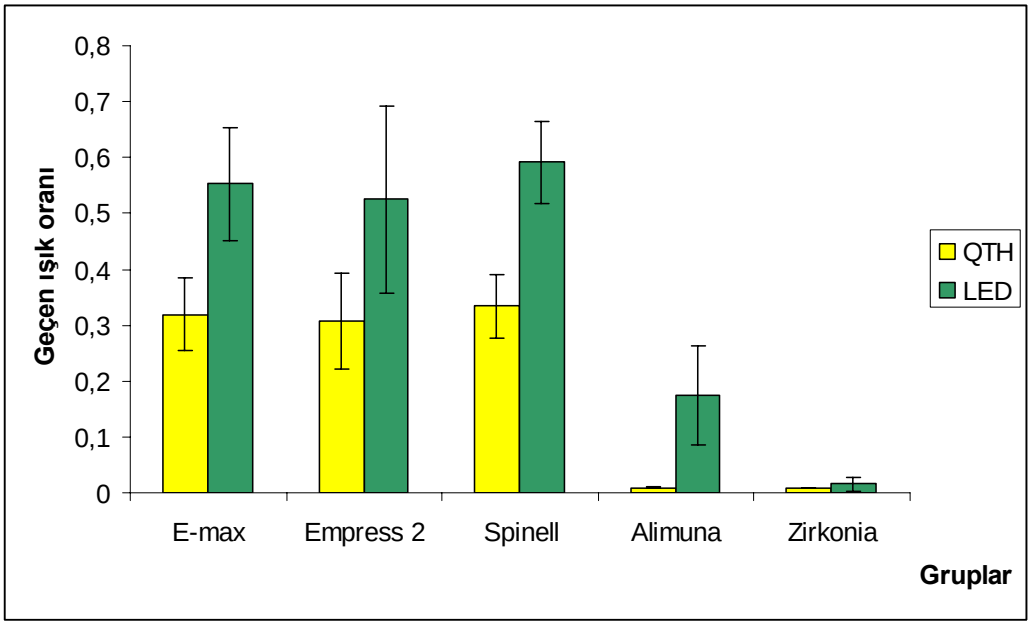
Yine ayrı ayrı tüm porselen gruplarında altyapılardan geçen ışık yoğunluğu katsayısı LED ışık kaynağında QTH ışık kaynağından daha yüksek olmuştur ($p<0.05$), (Grafik 4.3.).

Tablo 4.9. *t testi analizi*

Işık Kaynağı	Ortalama Işık Geçiş Oranı	SD	N	P
QTH	**0.1956**	**0.1620**	**200**	**0.000**
LED	**0.3719**	**0.2538**	**200**	

Grafik 4.3.'te görüldüğü gibi Tukey HSD testi QTH ışık kaynağında tüm kalınlık ve renkteki gruplarda en yüksek ışık geçirgenliğini oranlarını sırasıyla spinell (0.3336), e-max (0.3194) ve Empress 2 (0.3067) altyapılarda göstermiştir. Bu 3 grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$). Bu 3 grubu aynı ışık geçirgenliği ile alumina ve zirkonyum korlar (0.0090) izlemiştir.

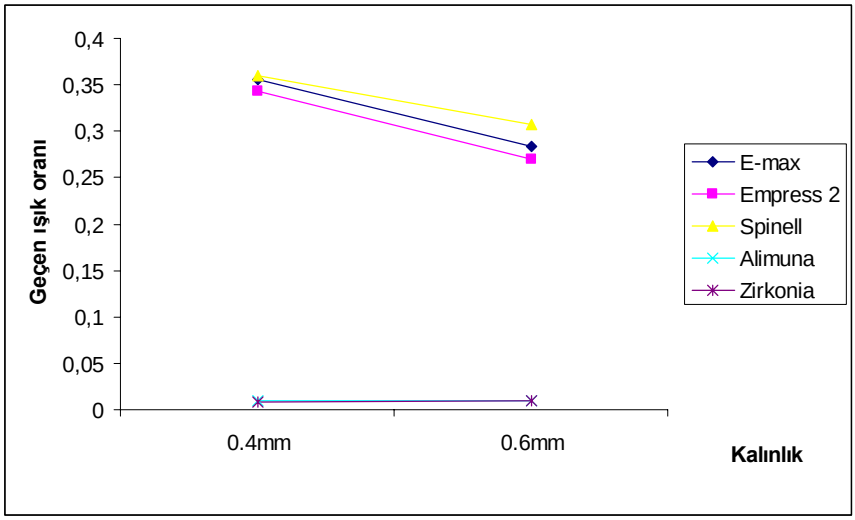
LED ışık kaynağında ise yine spinell korlar en yüksek ışık geçiş oranı gösterdi (0.5920). Bu grubu e-max altyapılar (0.5530) izledi. Empress 2 korlar da bu iki grubu izlemiştir (0.5248). Empress 2, LED ışık kaynağı karşısında e-max ile benzer ışık geçişi gösterirken ($p>0.05$), spinellden daha az ışık geçişi göstermiştir ($p<0.05$). Bu grupları 0.1735 ile alumina ve 0.161 ışık geçiş oranı ile de zirkonya korlar izlemişlerdir. Bu iki grup arasındaki fark da önemli olmuştur ($p<0.05$).



Grafik 4.3. *QTH ve LED ışık kaynağının porselen gruplarındaki ışık geçiş miktarı (n=10)*

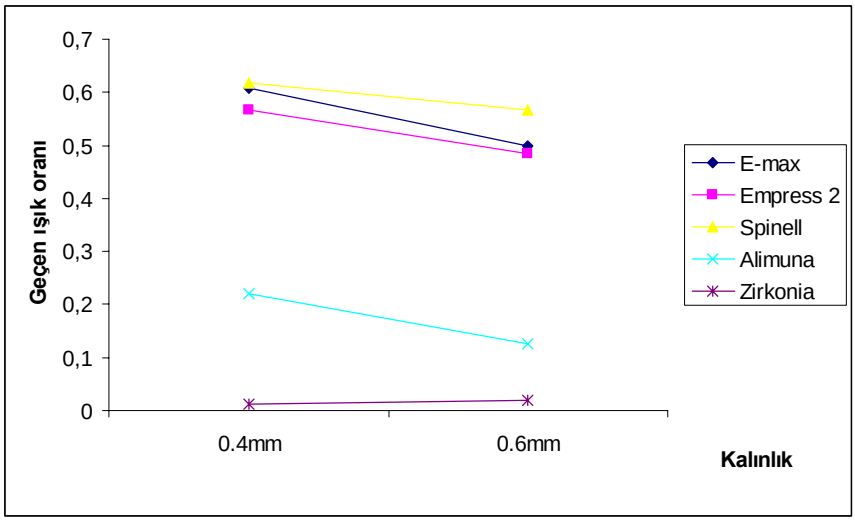
Çalışmada geçen ışık yoğunluğu ve porselen altyapı kalınlıkları arasında negatif bir ilişki gözlenmiştir. Grafik 4.4 de, görüldüğü gibi QTH ışık kaynağı karşısında spinell, e-max ve IPS empress 2 korların kalınlığı 0.4 mm den 0.6 mm ye çıkmasıyla ışık geçirgenliği azalmıştır. Spinell korların ışık geçirgenlik oranları 0.360 dan 0.307 ye, e-max korların 0.355 den 0.283 'e ve Empress 2 korlarda ise 0.343 den 0.270'e azalmıştır.

Ancak alüminyum ve zirkonyum altyapılarda kalınlığının 0.4 den 0.6 mm 'e artması ile böyle bir azalma ilişkisi gözlenmemiştir. Her iki kor yapınında ışık geçirgenlik oranları 0.009 olarak kalmıştır (Grafik 4.4).



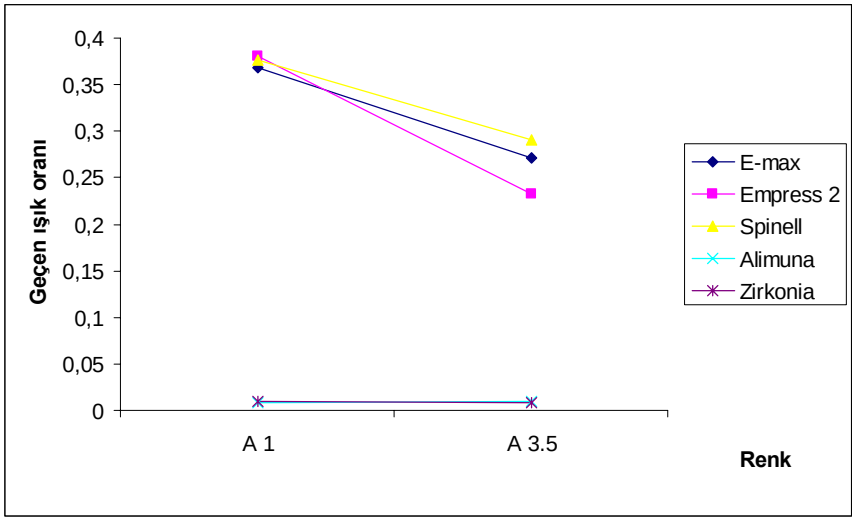
Grafik 4.4. *Tüm porselen gruplarında kalınlık ile QTH ışık kaynağından geçen ışık yoğunluğu arasındaki ilişki*

LED ışık kaynağından, geçen ışık yoğunluğu ile porselen altyapıların kalınlıkları arasındaki ilişkiye bakıldığında kalınlığın 0.4 mm den 0.6 mm çıkması ile e-max, IPS Empress, spinell ve alümina korların ışık yoğunluğunda azalma olmuştur. E-max altyapılarda ışık geçirgenliği 0.607' dan 0.499' a, IPS Empress 2 altyapılarda 0.566' dan 0.484' e , ve spinell altyapılarda 0.617'den 0.568'e azalmıştır. Yine alümina korların ışık geçirgenliği oranı 0.220'den 0.127'ye inmiştir. Ancak zirkonyum altyapılarda böyle bir ilişki gözlenmemiştir (Grafik 4.5.).



Grafik 4.5*. Tüm porselen gruplarında kalınlık ile LED ışık kaynağından geçen ışık yoğunluğu arasındaki ilişki*

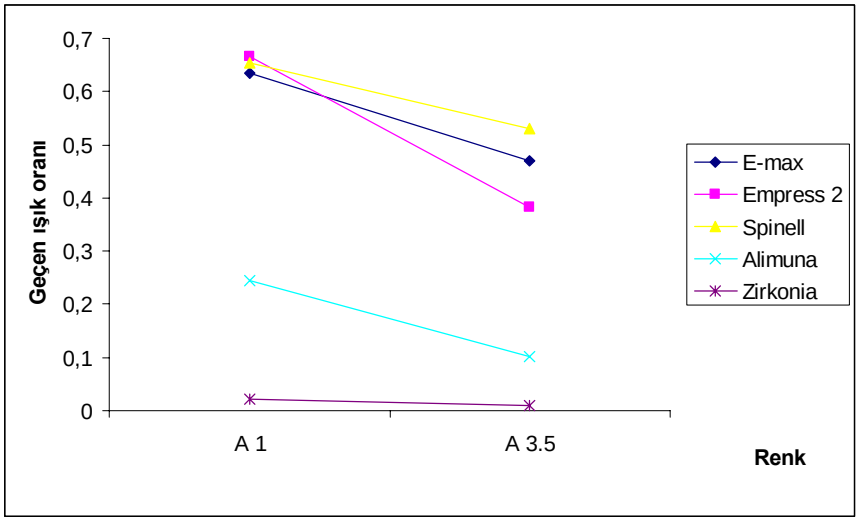
Yine çalışmada porselen renkleri ile ışık geçirgenliği arasında ilişkiye bakıldığında, kor renklerinin A_1'den $A_{3.5}$'e koyulaşmasıyla ışık geçiş yoğunluğu oranlarında azalma görülmüştür. QTH ışık kaynağı karşısında Spinell korların ışık geçirgenlikleri 0.377'den 0.291'e, e-max korlarınki 0.368'den 0.271'e ve IPS Empress 2 korlarınki de 0.381' den 0.233' e kadar azalmıştır (Grafik 4.6.). Ancak alüminyum ve zirkonyum altyapılarda böyle bir ilişki gözlenmemiştir ve ışık geçiş yoğunlukları oranı aynı kalmıştır.



Grafik 4.6. *Tüm porselen gruplarında renk ile QTH ışık kaynağından geçen ışık yoğunluğu arasındaki ilişki*

LED ışık kaynağında ise geçen ışık yoğunluğu oranı ile ile porselen altyapıları renkleri arasındaki ilişkiye bakıldığında yine IPS Empress 2 altyapılarda ışık geçirgenliği oranı 0.666'dan 0.383'e , e-max korlarında 0.635'den 0.471'e düştüğü ve spinell korlarında 0.655'den 0.530'a düşdüğü gözlenmiştir.

Yine alümina korların 0.246'dan 0.102'ye ve zirkonyum korların da 0.023'den 0.009'a düştüğü görülmüştür (Grafik 4.7).



Grafik 4.7*. Tüm porselen gruplarında renk ile LED ışık kaynağından geçen ışık yoğunluğu arasındaki ilişki*

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Protetik dişhekimliğinde metal destekli seramik restorasyonlar uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Metal altyapılı seramik restorasyonların yapımı esnasında çatlaklar meydana gelebilmektedir. Metal altyapı, porselenin pişirilmesi esnasında oluşan bu çatlakların ilerlemesinin engellenmesinde ve porselene desteklik sağlanmasında önemli rol oynamaktadır (Oktay 2003).

Ancak metal-seramik restorasyonlardan daha üstün estetik ve biyouyumluluk göstermelerinden dolayı tam seramik restorasyonların kullanımları giderek artmaktadır (Wall ve Cipra 1992, Rinke ve Hüls 1996, Yücel 2005).

Günümüzde molar ve premolar bölgelerde de inley, onley kron ve hatta sabit parsiyel protezlerin yapımında kullanılmak üzere çok sayıda tam seramik sistemleri mevcuttur (Blatz 2002, Blatz ve ark 2003). Bu sistemlerden In-Ceram tekniğinde, alumina (In-Ceram Alumina), zirkonya (In-Ceram Zirconia) ve magnezyum-alumina (In-Ceram Spinell) ile güçlendirilen bir altyapı ile tam seramik restorasyonun dayanımı artırılmaktadır (Blatz 2002).

In-Ceram tekniğinde, slip-casting denilen ilk aşamada poroz bir altyapı elde edilir. Daha sonra bu poroz altyapı içine cam infiltrasyonu ile boşluklar doldurularak yapının dayanıklılığı artırılır (Haselton ve ark 2000). Başka bir tam seramik sistemi IPS Empress tekniğinde de presleme yöntemi ile bir altyapı elde edilmektedir. Daha sonra bu kor yapı üzerine tabakalama tekniği ile florapatit yapıda cam seramik uygulanır (Blatz 2002).

Klinikte tam seramik restorasyonların dayanımını artırmak için adeziv rezin simanlarla simantasyonları önerilmektedir (Burke 1995, Dawan ve ark 1996, Burke 1999).

Bu amaçla önceleri kimyasal olarak sertleşen rezin simanlar kullanılmıştır, ancak bu ürünler kontrol edilemeyen sertleşme zamanı ve ışık ile sertleşen rezin simanlar kadar sert olmamaları gibi dezavantajlara sahiptirler (Saraç ve ark 2005).

Ayrıca bu simanlarda reaksiyonu başlatan tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülmektedir. Renk seçeneklerinin de daha az olmasından dolayı tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında ışıkla ya da dual sertleşen simanlar öne çıkmıştır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Ancak ışıkla ya da dual sertleşen simanların optimum mekanik ve kimyasal özelliklerinin elde edilebilmesi için, ışığın porselen restorasyondan geçerek alttaki simanda polimerizasyonu sağlayan komponentleri aktive edebilecek yoğunlukta simana ulaşması zorunludur (Peixoto ve ark 2007). Porselen restorasyonların kalınlık ve renkleri de, ışıkla ya da dual olarak polimerize olan siman ajanının polimerizasyon derecesini etkilemektedir (Myers ve ark 1994).

Komponentlerindeki farklılıklar nedeniyle porselen optik olarak heterojen bir materyaldir ve ışığı kırma indeksleri farklı küçük partiküllerden oluşmuştur. Porselen yapımında kullanılan teknik ve kalınlıkta translusens derecesini belirler (Mc Lean 1979, Peixoto ve ark 2007). Aynı sınıf ve kalınlıktaki porselen materyallerindeki ışığın geçiş miktarında bile farklılıklar gözlenebilir (Peixoto ve ark 2007). Yine porselen altyapıların kalınlığı da porselen dayanıklılığı yanında optik özelliklerini de etkilemektedir (Saraç ve ark 2005). Preparasyon derinliğine bağlı olarak kor kalınlıkları kronun her bölgesinde eşit yapılamayabilir.

Bu çalışmada günümüzde kullanımları oldukça yaygın olan tam seramik sistemlerinden In-ceram (In-ceram alumina, In-ceram spinell ve In-ceram zirkonia) ve IPS Empress (IPS Empress 2 ve IPS e-max) teknikleri kullanılarak hazırlanmış altyapılardan ışık geçirgenliğine iki farklı ışık kaynağı kullanılarak kalınlığın, rengin ve materyal içeriğinin etkisi incelenmiştir.

In-Ceram korlar için üretici firma tarafından tavsiye edilen kor kalınlığı 0,5 mm'dir (Şen ve ark 2000, Heffernan ve ark 2002a) ve IPS Empress sistem için de 0,8 mm'dir (Heffernan ve ark 2002a).

Ancak araştırmalarda farklı kalınlıklarda hazırlanan kor yapıların ışık geçirgenliği incelenmiştir. Chan ve Boyer (1989) porselen örneklerin altındaki ışıkla polimerize olan bir simanın yüzey sertliğini inceledikleri çalışmalarında porselen örnek kalınlıklarını 0.5 mm'den 3 mm'ye kadar 0.5 mm aralıklarla değişen 6 farklı kalınlıkta hazırlamışlardır.

Warren (1990) yaptığı çalışmasında, farklı kalınlıklardaki porselen restorasyonların altındaki ışıkla sertleşen Heliosit kompozitlerin yüzey sertliğini araştırmıştır. Bu çalışmada klinik uygulamalardaki porselen kalınlıklardan da farklı olarak Vitadur N porselen örnekleri 1 mm, 2 mm ve 3 mm kalınlıklarda hazırlamıştır.

Rasetto ve ark (2004) farklı kalınlıklardaki altyapıların ışık geçirgenliğine etkisini inceledikleri çalışmalarında Procera All-ceram diskleri 0.25, 0.40 ve 0.60 mm kalınlıklarında ve 10 mm çapında (ışık cihazının radyometresinin optik gözüne uygun olarak) hazırlanmışlardır.

Saraç ve ark (2005), In-Ceram Alumina seramik altyapıları 0.4, 0.5, 0.7 ve 0.8 mm kalınlıklarında ve radyometre cihazının optik okuma penceresine uygun olarak 7 mm çapında hazırlamışlardır.

Benzer şekilde Peixoto ve ark (2007) farklı porselen renk ve kalınlıklarının iki farklı ışık kaynağından çıkan ışığın geçirgenliğine etkisini araştırdıkları çalışmalarda, Duceram örnekleri yalnızca dentin porseleni kullanarak 4 farklı kalınlık (1.5, 2.0, 3.0 ve 4.0 mm) ve 8 farklı renkte (A_1, A_4, B_1, B_4, C_1, C_4, D_2 ve D_4) hazırlamışlardır.

Heffernan ve ark (2002a), 6 farklı seramik sisteminin translusensini karşılaştırdıkları araştırmalarında ise altyapıları firma talimatlarına uygun olarak In-ceram alumina, In-ceram spinell ve In-ceram Zirconia örneklerde 0.5 mm kalınlıkta, Procera All-ceram 0.5 mm, IPS Empress 2 ve IPS Empress denitini de 0.8 mm kalınlıkta ve 13 mm çapında hazırlamışlardır.

5 farklı porselen altyapının (In-ceram alumina, In-ceram spinell, In-ceram zirconia, IPS Empress 2 ve IPS e-max) ışık geçirgenliğinin incelendiği çalışmamızda literatürdeki benzer pek çok çalışmada olduğu gibi klinik uygulamalardaki üretici firma talimatları göz önüne alınmadan porselen diskler 2 farklı kalınlıkta (0.4 ve 0.6 mm) ve iki farklı renkte (A_1 ve $A_{3.5}$) hazırlanmışlardır.

Örneklerin çapları ise 2 farklı polimerizasyon ünitesinin radyometrelerinin çaplarına uygun olarak 6 mm olacak şekilde hazırlanmıştır. Çalışmada literatürdeki benzer çalışmalardaki (Rasetto ve ark 2004, Saraç ve ark 2005, Peixoto ve ark 2007) olduğu gibi porselen örneklerin radyometre cihazının optik gözünü çevreleyen plastik halkası ile ışık geçirmeyecek şekilde sıkı temasta olmasına dikkat edilmiş ve lateral ışık geçişlerine izin veren örnekler yenilenmiştir.

Heffernan ve ark (2002a) yaptıkları çalışmalarında 6 farklı seramik sisteminde altyapı kalınlıklarının translusensi etkilediğini ve kor kalınlığının artmasının opasiteyi artırdığını açıklamışlardır.

Saraç ve ark (2005) In-ceram alumina korların kalınlığının artması ile ışık geçirgenliğinin belirgin bir şekilde azaldığını ve bu azalmanın kor üzerine dentin porseleni ilavesi ile devam ettiğini bulmuşlardır. Yine aynı çalışmalarında yapılan glaze işleminin ise porselen yüzeyinde düzelmeye neden olarak ışık geçirgenliğini arttırdığını ortaya koymuşlardır.

Peixoto ve ark (2007) yaptıkları çalışmalarında, farklı renklerde ve kalınlıklarda Duceram dentin porseleninden hazırladıkları örneklerden 2 farklı ışık kaynağı (Optilux 401 ve Optilux 403) kullanarak geçen ışık miktarını incelemişlerdir. A_1 rengi dentin porselende kalınlık sırasıyla 1.5, 2.0, 3.0 ve 4.0 mm'ye doğru arttıkça 1. ışık kaynağından geçen ışık katsayısı da sırasıyla 0.087, 0.055, 0.029 ve 0.018'e ve 2. ışık kaynağında da sırasıyla 0.083, 0.056, 0.032 ve 0.018 olarak azaldığını kaydetmişlerdir.

Bizim çalışmamızda incelediğimiz Empress 2, e-max ve Spinell gruplarında kor kalınlıkları 0.4 mm'den 0.6 mm'ye arttığında her iki ışık kaynağında da

(Optilux ve LED) ışık geçirgenlik katsayısında azalma olmuştur. Ancak oldukça yüksek opasiteye sahip zirkonyum ve alumina altyapılar QTH ışık kaynağı ile yapılan ölçümlerde korelasyon grafiklerinde de görüldüğü gibi sıfıra yakın bir ışık geçirgenliği göstermişlerdir ve ışık geçirgenliği değerleri ile kalınlık arasında diğer porselen sistemlerinde olduğu gibi negatif bir ilişki gözlenmemiştir.

Çalışmamızda altyapılar üzerine dentin, mine porseleni yığılıp glaze işlemi yapılmamıştır. Bu da birçok deneysel çalışmada olduğu gibi klinik koşulların tam yansıtılamamasından doğan çalışmamızın bir eksikliğidir. Ancak tüm porselen gruplarındaki örneklerin aynı araştırıcı tarafından kaba tesfiyeleri tamamlanmıştır. Daha sonra dijital mikrometre ile kontrol edilerek, 180 no'lu zımpara ile yüzeyleri istenilen kalınlıklara ulaşana kadar düzeltilmişlerdir.

Araştırmamızdaki diğer bir sonuç da porselen altyapıların açık rengi (A_1) ile koyu rengi ($A_{3.5}$) arasındaki ışık geçirgenliği arasındaki farktır. Tüm porselen gruplarında renk koyulaştığında ışık geçirgenliği azalmıştır. Bu azalma ilişkisi LED ışık kaynağında tüm porselen gruplarında oldukça önemli bulunmuştur. Yine QTH ışık kaynağında da zirkonyum ve alumina altyapılar dışında diğer 3 porselen tipinde de ışık geçirgenliği oranındaki azalma belirgin bir şekilde izlenmiştir. Azalma grafiklerine bakıldığında renkteki koyulaşma ile ışık geçirgenliğindeki azalmanın, kalınlık arttığındaki ışık geçirgenliğindeki azalmadan daha fazla olduğu görülmüştür.

Bu sonuç Myers ve ark (1994) yaptıkları çalışmanın sonuçlarına paralellik göstermektedir. Restorasyonun yapıldığı materyalin kalınlıklarının (0.5, 1 ve 2 mm) ve renklerinin (A_1 ve A_4) alttaki ışıkla sertleşen bir rezin simanın polimerizasyonuna etkisini inceledikleri bu çalışmada materyal kalınlığı arttıkça ışık geçirgenliğinin ve simanın polimerizasyon derecesinin azaldığını bulmuşlardır.

Yine aynı çalışmalarında restorasyon materyalinin renginin koyulaşmasının da ışık geçirgenliğini ve alttaki yapıştırıcı rezin simanın polimerizasyon miktarını düşürdüğünü ve bu düşüşün de restorasyon kalınlığının artması ile olan düşüşten daha fazla olduğunu açıklamışlardır.

Bu çalışmada incelenen porselen tiplerine göre ışık geçirgenliğine bakıldığında en yüksek ışık geçiş oranı In-ceram spinell göstermiştir. Bu korları sırasıyla e-max, empress 2, alümina ve zirkonyum porselenleri izlemiştir. Eşit kalınlıktaki ve aynı renkteki altyapılarda iki ışık kaynağında da benzer şekilde en az ışık geçirgenliğini zirkonyum ve alumina altyapıları göstermişlerdir. Ancak alumina altyapılar aynı kalınlık ve renkteki zirkonyum altyapılardan LED ışık kaynağı kullanıldığında daha fazla ışık geçirgenliği göstermişlerdir (Tablo 4.7. ve 4.8.).

IPS Empress 2, e-max ve Spinell porselen grupları arasında aynı kalınlık ve renkteki altyapılarda Spinell ve e-max porselen materyalleri, Empress 2 materyaline göre daha fazla ışık geçirgenliği göstermişlerdir. Kor kalınlığı 0.4 mm'den 0.6 mm'ye çıktığında da In-ceram Spinell porseleni e-max'ten de daha fazla ışık geçirgenliği katsayısı göstermiştir (Tablo 4.7. ve 4.8.).

Kimyasal yapıları benzer şekilde lityum disilikat kristalleri olan Empress 2 ve e-max porselen materyallerinin (A_1) rengindeki altyapılarda her iki ışık kaynağında da ışık geçirgenlikleri benzerlik gösterirken, koyu renkli ($A_{3.5}$) altyapılarda e-max porselen materyali daha fazla ışık geçirgenliği göstermiştir.

Bu bulgular literatürdeki daha önceki bir çalışmanın (Heffernan ve ark 2002a) bulgularına paralellik göstermektedir. Araştırıcılar bu çalışmada 6 farklı porselen altyapının translusensini incelemişlerdir. Çalışmada Vitadur Alpha dentin porseleninden hazırladıkları örneği en translusens ve bir altın-palladyum metal alaşımından hazırladıkları altyapıyı da en opak materyal olarak standart almışlardır. İncelediklerı altyapıları en translusensten en opak olana doğru şu şekilde sıralamışlardır; Vitadur Alpha, Empress, In-ceram Spinell, Empress 2, Procera, In-ceram Alumina ve In-ceram Zirkonia. In-ceram zirkonya ile metal altyapı translusensliğini eşit bulmuşlardır.

Bir diğer çalışmada da (Edelhoff ve Sorensen 2002) 1 mm kalınlığındaki A_3 rengindeki farklı porselen sistemlerinden (Lava, IPS Empress 2, In-ceram Zirconia, In-ceram Spinell, In-ceram Alumina, IPS e-max Press ve yoğun sinterize Al_2O_3 porseleni) hazırladıkları disklerin ışık geçirgenliklerini, disklerin altında

çinkofosfat, Variolink dual polimerize siman ve hiçbir materyal yokken spektrofotometre ile değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda porselen disklerin altında hiçbir materyal yokken en fazla ışık geçirgenliğini IPS e-max Press porseleni göstermiştir. Bunu sırasıyla In-ceram Spinell, IPS Empress 2, Sinterize Al_2O_3 deneysel porseleni, Lava, In-ceram Alumina, In-ceram Zirconya izlemiştir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde aynı kalınlık ve renkteki porselen altyapılar içinde In-ceram Spinell ve IPS e-max porselenleri, IPS Empress 2'den daha fazla ışık geçirgenliği göstermiştir. En az ışık geçirgenliğini de sırasıyla In-ceram alumina ve In-ceram zirkonyum korlar göstermişlerdir. Ancak çalışmamızda In-ceram spinell korların ışık geçirgenliği, e-max korlardan yüksek bulunmuştur.

Hasegawa ve ark (1991) yaptıkları çalışmalarında dual polimerize olan 3 farklı rezin simanın inley restorasyonlar altındaki sertliğini araştırmış ve simanların ışınlanma sürelerinin artmasıyla yüzey sertliklerinin arttığını açıklamışlardır. Ancak üretici firmaların talimatına göre uygulanan ışınlama sürelerinin, ışık geçişinin restorasyon tarafından azaltılmasından dolayı, alttaki simanların tam sertliklerine ulaşması için yeterli olmadığını bildirmişlerdir.

Benzer şekilde Warren (1990) çalışmasında farklı kalınlıktaki porselen diskler altında farklı ışınlama sürelerinde polimerize ettiği bir ışıkla sertleşen rezin simanın Vikers sertliklerini değerlendirmiştir. Kompozit rezinin ışınlama süresinin 40 sn'den 60 sn'ye çıkmasının, simanın sertliğini arttırırken üstte yer alan porselen kalınlığının artmasının ise azalttığını rapor etmişlerdir. Özellikle porselen kalınlığının 1 mm'den daha fazla olduğu durumlarda optimal koşullar altında üreticiler tarafından önerilen ışınlama süresinin yeterli olmadığını ifade etmiştir.

Günümüzde plazma ark, LED gibi yüksek güçteki polimerizasyon ünitleri üretici firmalar tarafından rezin simanların polimerizasyonu için gerekli ışınlama sürelerini azaltmak için geliştirilmişlerdir. Üretici firmalar tarafından konvansiyonel polimerizasyon ünitleri ile gerekli olan 40sn' lik polimerizasyon süresine karşın bu

cihazlar ile 2 mm kalınlıktaki bir rezinin 3 ila 5 sn arasında polimerize edilebileceğini ifade etmektedir (Peutzfeldt ve ark 2000, Rasetto ve ark 2004).

Bu çalışmada porselen altyapılar altında polimerize edilen kompozit rezinin polimerizasyon derinliği ya da yüzey sertliği incelenmemiş; farklı porselen materyallerinin, renklerinin ve kalınlıklarının ışık geçirgenliğine etkisi incelenmiştir. Bu nedenle iki farklı ışık kaynağında da (LED ve QTH) ve tüm örneklerde ışınlama süresi standart olarak 5 sn tutulmuştur.

Peixoto ve ark (2007) iki QTH ışık kaynağı (Optilux 401 ve 403) kullanarak her porselen örnekten geçen ışık miktarını 5 saniye çalışma aralığında ölçmüşlerdir.

Saraç ve ark (2005) çalışmalarında 600 mW/cm^2 ışık yoğunluğundaki QTH ve 1000 mW/cm^2 ışık yoğunluğundaki LED ışık kaynaklarını kullanmışlardır ve farklı kalınlıktaki In-ceram alumina kor ve kor + dentin örneklerinin ışık geçirgenliğini 5 sn periyodunda ölçmüşlerdir. Benzer ışık yoğunluklarına sahip QTH ve LED ışık kaynakları kullanarak yaptığımız çalışmamızda ışık geçirgenliği 5 sn periyodunda ölçülmüştür.

Literatürdeki benzer pek çok çalışmada gruplardaki örnek sayısı farklılık göstermektedir. Saraç ve ark (2005) 5 örnek, Rasetto ve ark (2004) 2 örnek, Heffernan ve ark (2002) 5 örnek ve Peixoto ve ark (2007) yine 4 adet örnek kullanmışlardır. Çalışmamızda ise her gruptan 10'ar adet örnek hazırlanmıştır.

Işıkla aktive olan rezin simanların polimerizasyonunda ışık kaynağının ucunun simana olan uzaklığının ve ucun pozisyonunun ışık geçişini etkilediği, kompozitin altı ile üstü arasındaki polimerizasyonun farklı olduğu kaydedilmiştir (Myers ve ark 2002, Lopes ve ark 2005).

Bu nedenle çalışmamızda ölçümler yapılırken iki ışık kaynağının ucu örneklere temas edecek şekilde ve yere dik olacak şekilde tutulmuştur. Ölçümler aynı araştırıcı tarafından 2 kez tekrarlanarak yapılmıştır.

Bu çalışmada LED ışık kaynağı porselen gruplarının toplamında yüksek yoğunluktaki halojen ışık kaynağından (QTH) önemli ölçüde yüksek ışık geçirgenliği göstermiştir. Yine tüm porselen altyapılarda LED ışık kaynağı, QTH ışık kaynağına göre daha yüksek ışık katsayısı göstermiştir.

Heffernan ve ark (2002a ve b) yaptıkları çalışmalarında test ettikleri porselenler arasında In-ceram zirkonyumu metal-seramik altyapı ile tamamen aynı opasitede bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da In-ceram zirkonya altyapılar sanki bir metal altyapı gibi hiç ışık geçişine izin vermemiş ve iki ışık kaynağında da ışık geçişi sıfıra yakın gözlenmiştir. Ancak LED ışık kaynağından geçen ışık QTH'tan daha yüksek olmuştur (Grafik 4.3.).

Zirkonya örneklere benzer şekilde In-ceram alumina örneklerde QTH ışık kaynağı ile sıfıra yakın ışık geçişi gösterirken LED ışık kaynağı ile zirkonya örneklerden istatistiksel açıdan önemli ölçüde daha yüksek ışık geçişi bulunmuştur. Bu sonuç Saraç ve ark (2005)'in benzer ışık yoğunluğuna sahip QTH ve LED ışık kaynakları kullanarak yaptıkları çalışmaların sonucuna paralellik göstermiştir. Bu araştırıcılar da In-ceram korların farklı kalınlıklarında ve daha sonra da kor + dentin örneklerin çalışmamızdakine benzer LED ve QTH ışık kaynakları ile geçirdikleri ışık miktarlarını incelemişlerdir. Geçen ışık miktarı açısından LED ve QTH ışık kaynakları arasında önemli fark bulmuşlar ve LED ışık kaynağı ile tüm gruplarda QTH'tan daha yüksek ışık geçişi tespit etmişlerdir.

Bir diğer çalışmada (Lopes ve ark 2005) ise, Empress 2 porselen örneklerin altındaki dual polimerize olan bir simanın LED ve QTH ışık kaynakları kullanılarak polimerizasyonları incelenmiştir ve LED ışık kaynağının QTH ışık kaynağından daha az ışık iletmesine bağlı olarak porselen altındaki dual rezin simanın sertliğinin daha az olduğunu açıklamışlardır. Ancak bu araştırıcıların kullandıkları ışık kaynaklarının yoğunlukları LED cihazının 130 mW/cm^2 iken halojen cihazının 760 mW/cm^2 olduğundan bizim çalışmamızın sonuçlarından farklıdır.

Çalışmamızda ışık geçirgenliğini inceldiğimiz porselen kor yapılardan IPS e-max ve Empress 2 porselenleri yapı olarak benzer olup ikisi de lityum disilikat cam

seramiktir (IPS e-max Scientific Documentation 2005). Yapıları benzer olmasına rağmen IPS e-max korların ışık geçirgenliği özellikle korların kalınlığı arttığında ya da koyu renk korlarda daha yüksek olmuştur. Bunun nedeni iki porselendeki floroapatit kristallerinin boyutlarının ve miktarlarının farklı olmasından kaynaklanabilir.

Restorasyonun ışık geçirgenliğinin simantasyonda kullanılan ışıkla ya da dual sertleşen simanın polimerizasyonuna etkisi yanında estetik rolü de vardır. Işığın porselenden geçişi restorasyonun görünüşünü de etkilemektedir (Kelly ve ark 1996).

In-ceram spinell restorasyonların ışık geçirgenliği In-ceram alumina ve zirkonyadan önemli ölçüde yüksek olduğunda ön bölgede bir restorasyon yapılması planlandığından aşırı kuvvetlere maruz kalınmadığı durumlarda In-ceram spinell yapımı daha estetik olacaktır. Yine daha koyu renkli bir restorasyon yapılması gerektiğinde ışık geçirgenliği daha iyi olacağı düşünülerek IPS Empress 2 yerine IPS e-max yapımı planlanabilir.

Bu çalışmada In-ceram zirkonya ışık geçirgenliği en az dolayısıyla en opak materyal olarak bulunmuştur. Ancak farklı firmalara ait çok sayıda zirkonyum içeren porselen tipleri vardır. Örneğin IPS e-max Zir CAD, IPS e-max Zir Press gibi.

Çalışmamızda kullandığımız In-ceram zirkonya, alumina ile güçlendirilmiş zirkonya (ZTA) yapısında iken IPS e-max zirkonya ise yiterbiyum ile stabilize edilmiş (YPSZ) zirkonyumdur. In-ceram zirkonyanın gren büyüklükleri daha fazladır ve YPS zirkonyaya göre daha pöröz bir yapıdadır (Denry ve Kelly 2007). Materyalin bu pöröz yapısı da ışık geçirgenliğini etkileyerek opasitesini arttırabilir.

Bu nedenle farklı zirkonyum içeriği olan porselenlerle yapılacak ileri çalışmalarda daha farklı sonuçlar elde edilebilir.

Bu çalışmada, 5 farklı porselen materyalinden hazırlanan iki farklı renk (A_1 ve $A_{3.5}$) ve iki farklı kalınlıktaki (0.4 ve 0.6 mm) altyapıların QTH ve LED ışık kaynakları kullanılarak ışık geçiş katsayıları incelenmiştir ve şu sonuçlar alınmıştır:

1. LED ışık kaynağı, QTH ışık kaynağına göre tüm porselen gruplarında daha yüksek ışık geçirgenliği göstermiştir.

2. En yüksek ışık geçirgenliğini sırasıyla In-ceram spinell ve IPS e-max porselen altyapıları göstermiştir. Bu altyapıları da Empress 2, In-ceram alumina ve In-ceram zirkonyum altyapılar takip etmiştir.

3. In-ceram zirkonya altyapı porselenleri LED ışık kaynağında daha yüksek olmakla birlikte her iki ışık kaynağında da tüm renk ve kalınlıklarda oldukça düşük (sıfıra yakın) ışık geçirgenliği göstermiştir. In-ceram alumina altyapılarda zirkonyum altyapılardan sonra en düşük ışık geçirgenliğini göstermiştir. Ancak bu altyapılarda daha güçlü ışık kaynağı (LED) kullanıldığında ışık geçişinde önemli ölçüde yükselme görülmüştür.

4. Porselen korların kalınlığının 0.4 mm'den 0.6 mm'ye çıkmasıyla ışık geçirgenliğinde azalma olmuştur. Benzer şekilde rengin A_1'den $A_{3.5}$'a koyulaşması ile de korların ışık geçirgenliğinde azalma gözlenmiştir. Rengin koyulaşması ile ışık geçirgenliğinin de görülen azalma kalınlığın artması ile görülen azalmadan daha fazla olmuştur.

5. Tam seramik restorasyonların ışık ile ya da dual polimerize olan bir siman ile simantasyonu düşünülüyorsa restorasyonun hangi seramik materyalinden yapıldığı yanında kalınlığı ve özellikle de rengi göz önünde tutulmalıdır. In-ceram zirkonyum altyapı içeren restorasyonlar klasik simanlar yerine rezin adeziv simanlar ile yapıştırılacak ise kendiliğinden sertleşen simanlar tercih edilmelidir. Yine In-ceram alumina restorasyonlar da altyapı kalınlık ve rengi de göz önüne alınarak kendiliğinden ya da dual polimerize rezin simanlar ile simante edilebilirler. Ancak dual polimerize olanlar kullanıldığında ışık kaynağının gücü de göz ardı edilmemelidir.

6. ÖZET

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2007

Özlem CEYLAN

Danışman

Prof. Dr. Filiz AYKENT

FARKLI KOR SERAMİKLERİN IŞIK GEÇİRGENLİĞİNİN İNCELENMESİ

Bu çalışmada 5 farklı seramik sistem kullanılarak 2 farklı kalınlık ve renkte hazırlanan seramik altyapılarından 2 tip ışık kaynağı kullanıldığında geçen ışık yoğunlukları karşılaştırılmalı olarak incelendi.

Çalışmada örneklerin standart boyutlarda hazırlanmasında kullanılmak üzere 6 mm çapında 0.4 mm ve 0.6 mm kalınlıklarında metal kalıplar torna makinesinde hazırlandı. IPS Empress 2 ve IPS e-max örnekler için bu kalıplar kullanılarak A_1 ve $A_{3.5}$ renklerinde ve 2 farklı kalınlıkta her gruptan 10 adet olacak şekilde, toplam 80 adet mum örnek hazırlandı. Mum örneklerden, IPS Empress 2 ve e-max deney örnekleri üretici firma talimatlarına uygun olarak tamamlandılar.

In-ceram alumina, spinell ve zirkonya örneklerin hazırlanmasında torna makinesinde oluşturulan metal kalıplardan alınan silikon ölçü kullanıldı. Elde edilen duplikat ölçüden üretici firma talimatlarına uygun olarak 2 farklı renkte ve kalınlıkta her gruptan 10 adet olmak üzere toplam 120 adet In-ceram örnek hazırlandı.

Seramik örneklerin ışık geçirgenlikleri 2 farklı tip ışık üreten QTH ve LED cihazı kullanılarak radyometre ile ölçüldü. Tüm seramik örnekler 2 defa olmak üzere radyometrenin optik okuma gözüne yerleştirildi. Işık cihazının ucu 90^o dik açıyla her birine 5'er sn tutularak seramik örneklerden geçen ışık miktarı mW/cm^2 cinsinden ölçüldü. Elde edilen değerler cihazın ışık yoğunluğuna bölünerek geçirgenlik katsayıları hesaplandı.

İstatistiksel analizler SPSS 13.0 paket programı kullanılarak Windows XP ortamında gerçekleştirildi. Sonuçlar çok yönlü varyans analizi, tek yönlü varyans analizi, Tukey HSD ve t-testi istatistiksel analizleri yapılarak değerlendirildi. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p=0.05$ olarak alındı.

Çalışmada LED ışık kaynağı, QTH ışık kaynağına göre tüm porselen gruplarında daha yüksek ışık geçirgenliği katsayısı göstermiştir.

En yüksek ışık geçirgenliğini In-ceram spinell ve IPS e-max porselen altyapıları göstermiştir. Bunları da sırasıyla IPS Empress 2, In-ceram alumina ve In-ceram zirkonyum altyapılar takip etmiştir.

In-ceram zirkonya altyapılar her iki ışık kaynağında da tüm renk ve kalınlıklarda oldukça düşük (sıfıra yakın) ışık geçirgenliği göstermişlerdir. In-ceram alumina altyapılar ise QTH ışık kaynağında tüm renk ve kalınlıklarda oldukça düşük ışık geçirgenliği gösterirken daha güçlü LED ışık kaynağı kullanıldığında ışık geçişinde önemli ölçüde yükselme görülmüştür.

Porselen korların kalınlığının 0.4 mm'den 0.6 mm'ye çıkmasıyla ışık geçirgenliğinde azalma olmuştur. Porselen altyapıların renklerin de A_1'den $A_{3.5}$'a koyulaşmasıyla ışık geçirgenliğinde önemli ölçüde düşme görülmüştür. Rengin koyulaşması ile ışık geçirgenliğinde görülen azalma, kalınlığın artmasıyla görülen azalmadan daha önemli olmuştur. Tam seramik restorasyonların ışık ile ya da dual polimerize olan bir siman ile simantasyonu düşünülüyorsa, restorasyonun yapıldığı seramik materyali yanında kalınlık ve özellikle de rengi göz önünde tutulmalıdır.

7. SUMMARY

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2007

Özlem CEYLAN

Danışman

Prof. Dr. Filiz AYKENT

EXAMINATION OF THE LIGHT TRANSMISSION OF DIFFERENT CERAMIC CORES

The light transmission of 5 different ceramic cores with two different thickness (0.4 and 0.6mm) and two different shades (A_1 and $A_{3.5}$) were evaluated using two types light curing units. A standard metal mold with 6 mm diameter, 0.4 mm and 0.6 mm thickness was fabricated at CNS milling machine to prepare the specimens.

Wax patterns were fabricated using this mold to obtain IPS Empress 2 and IPS e-max specimens. Then IPS Empress 2 and IPS e-max specimens with two different shades (A_1 and $A_{3.}5$) and thicknesses (0.4 and 0.6mm) were fabricated using these wax patterns according to manufacturers instructions.

For preparing the in-ceram alumina, spinell and zirconia cores, silicon impressions taken from the metal molds were used. From the obtained duplicated mold, 120 in-ceram cores, as ten from each group, were fabricated in two shades and in two thicknesses according to the instructions of manufacturers.

The light transmission of the ceramic specimens was measured with radiometer by using QTH and LED light curing units which produce different types

of light. All ceramic specimens were put in the optic reading part of the radiometer twice. The tip of the light source was hold at the angle of 90 degree to each specimen for 5 seconds and the amount of light transmitted through each specimen was measured in the unit of mW/cm^2. Dividing the obtained values by the light density of the source, the coefficients of light transmission were found.

The statistical analysis's were made by using SPSS 13.0 program at the Windows XP environment. The results were evaluated by univariate analysis of varience, OneWay ANOVA, Tukey HSD, and t-test statistical analysis's. The statistical meaningful level was accepted as $p=0.05$.

In this study, the light source LED showed higher coefficients of light transmission than the light source QTH in all porcelain groups.

In-ceram spinell and IPS e-max porcelain cores showed the highest light transmission. These were followed by IPS Empress 2, In-ceram alumina and In-ceram zirconium cores in the same order.

In-ceram zirconia cores showed extremely low (near to zero) light transmission in all shades and thicknesses with the both types of light sources. On the other side, In-ceram alumina cores showed very low light transmission in all shades and thicknesses with QTH light source, while significant increase was observed in light transmission using the more powerful light source LED.

The transmission of light decreased when the thickness of porcelain cores increased from 0.4 mm to 0.6 mm. When the shades of porcelain cores became darker from A_1 to $A_{3.5}$, a significant decrease was observed in light transmission. The decrease in light transmission observed by increasing shade darkness was more important than the decrease by increasing thickness. If it is planned to make cementation of all ceramic restorations with light or a dual polymerizing cement, the thickness and especially the shade should be taken into consideration along the ceramic material.

8. KAYNAKLAR

Akın E (1999) *Diş hekimliğinde porselen,* İÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İstanbul

Allen EP, Bayne SC, Becker IM, Donovan TE, Hume WR, Kors JC (2000) *Annual review of selected dental literature report of committee on scientific investigation of the America Academy of Restorative Dentistry*, J Prosthet Dent, 84, 59-92

Altıntaş SH (2007) *Farklı rezin simanların artık monomer salınımının in vitro şartlarda incelenmesi*, Doktora Tezi, SÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya

Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil M Fand Rosenstiel SF (2006) *Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns,* J Prosthet Dent, 96, 397-401

Blackman R, Barghi N and Duke E (1990) *Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement,* J Prosthet Dent**,** 63, 295-300

Bindl A and Mörmann 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 (2002) *Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations,* Quinstessence Int, 33, 415-426

Blatz MB, Sadan A, Kern M (2003) *Resin-ceramic bonding: A review of the literature,* J Prosthet Dent, 89, 268-74

Blatz MB, Sadan A, Martin J and Lang B (2004) *In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling,* J Prosthet Dent, 91, 356-362

Burke FJ (1995) *The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns,* Quintessence Int, 26, 293-300

Burke FJ (1999) *Maximizing the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns,* J Dent, 27, 169-173

Caughmann WF, Rueggeberg FA (2002) *Shedding new light on composite polymerization,* Oper Dent, 27, 636-638

Chan KC and Boyer DB (1989) *Curing light-activated composite cement through porcelain,* J Dent Res, 68(3), 476-480

Chiche GJ and Pinault A (1994) *Esthetics of anterior fixed prosthodontics,* Quintessence Publishing Co, Inc

Coşkun A, Yalug S, (2002) *Metal Desteksiz porselen sistemleri,* CÜ Dişhek Fak Derg, 5(2), 97-102

Craig RG (1993) *Restorative Dental Materials*, Mosby Co, London

Crispin BJ, Jo YH and Hobo S (1994) *Esthetic Ceramic Restorative Materials and Techniques In 'Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals',* Quintessence Publishing Co, Inc, Tokyo

Çal E, Güneri P, Köse T (2006) *Comparison of digital and spectrophotometric measurements of colour shade guides,* J Oral Rehabil, 33, 221-228

Çekiç I, Ergun G, Lasslila LVJ, Vallittu PK (2007) *Ceramic-dentin bonding: Effect of adhesive systems and light-curing units,* J Adhes Dent, 9(1), 17-23

Dabanoğlu A (2003) *Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynakları ve gelişimleri,* İstanbul Ün Dişhek Fak Derg, 100-103

Davidson CL, de Gee AJ (2000) *Light curing units polymerization and clinical implications,* J Adhes Dent, 2, 167-173

Dawan A, Yaman P, Razzoog ME, Wang RF (1996) *Effect of cement on fracture resistance of all-ceramic crowns,* J Dent Res, 75, 284

Değer S, Canikoğlu MB (1998) *Metal-seramik çalışmalarında kullanılan seramik materyalinin genel özellikleri,* AÜ Dişhek Fak Derg, 25(1), 115-120

Denry I and Kelly JR (2007) *State of the art of zirconia for dental applications,* Dent Mater, 18 (Proof)

Denry IL (1996) *Recent advances in ceramics for dentistry,* Crit Rev Oral Biol Med, 7(2), 134-143

Derand P, Derand T (2000) *Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics,* Int J Prosthodont, 13, 131-135

Diaz-Arnold AM, Vaegos MA, Haselton DR (1999) *Current status of luting agents for fixed prosthodontics,* J Prosthet Dent, 81, 135-141

Dozic A, Klaverlaan CJ, Meegdes M, VanderZel J, Feilzer AJ (2003) *The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations,* J Prosthet Dent, 90, 563-70

Edelhoff D, Sorensen J (2002) *Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations,* J Dent Res (Spec Iss A) 81

Eldeniz Ünverdi A, Üşümez A, Üşümez S, Öztürk N (2005) *Pulpal temperature rise during light-activated bleaching,* J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater, 72B, 254-259

Engqvist H, Lööf J, Uppström S, Phaneuf MW, Jonsson JC, Hermansson L, Ahnfelt NO (2004) *Transmittance of a bioceramic dental restorative material based on calcium aluminate,* J Biomed Mater Res B, Apll Biomater, 69, 94-98

Gagliani M, Fadini L, Ritzmann JM (2002) *Depth of cure efficiency of high power curing devices vs. traditional halogen lamps,* J Adhes Dent, 4, 41-47

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004) *Strength fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials Part II Zirconia-based dental ceramics,* Dent Mater, 20, 449-456

Hasselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL (2000) *Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns,* J Prosthet Dent, 83, 396-401

Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DCN (1991) *Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays,* J Prosthet Dent, 66, 187-192

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, 10-5

Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM (1996) *The clinical performance of CAD/CAM generated ceramic inlays,* J Am Dent Asoc, 127, 1171-1181

Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L (1997) *CAD/CAM – Fillings of the future*, Int Dent J, 47, 247-258

Hobo S and Iwato T (1985) *Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. II. Fabrication of the restoration,* Quinstessence Int, 3, 2007-216

Höland 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

Hummel S and Seger J (2005) *The compatible all-ceramic systems: Ivoclar Vivadent introduces a new all-ceramic system at IDS 2005,* IPS e-max Dental Technology, 9-11

Iijima H, Hakamatsuka Y, Ito S, Hata Y (1990) *Clinical application and evaluation of olympus castable ceramics (OCC)*, J Dent Res, 70, 757

Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sarlo H (2005) *Colour and translucency of opaque-shades and body-shades of resin composites,* Eur J Oral Sci, 113, 170-173

Inokoshi S, Burrow MF, Kataumi M, Yamada T, Takatsu T (1996) *Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials,* Oper Dent, 21, 73-80

IPS e-max Scientific Documentation (2005) Ivoclar-Vivadent

IPS Empress System, Scientific Documentation (2003) Ivoclar-Vivadent

Jacobsen PH and Rees JS (1992) *Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays*, Int J Dent, 42, 145-49

Jandt KD, Al-Jasser AM, Al-Ateeq K, Vowles RW, Allen GC (2002) *Mechanical properties and radiopacity of experimental glass-slica-metal hybrid composites,* Dent Mater, 18(6), 429-435

Johnston WM, Reistick MH (1997) *Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials*, Dent Mater, 13, 89-97

Kedici S (2002) *Tam seramikler,* TDB Derg, 71, 70-80

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996) *Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives*, J Prosthet Dent, 75, 18-32

Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M (2001) *Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes,* J Oral Rehabil, 28, 586-591

Kramer N, Lohbaver V, Frankenberger R (2000) *Adhesive luting of indirect restorations,* Am J Dent, 13, 60-76

Leinfelder KF, Lemmons JE (1998) *Porcelain in clinical restorative materials and techniques,* Lea and Febiger, 14, 297-308

Lopes LG, Franco EB, Name-Neto A, Herrera FS, Mondelli RFL, Pedrosa SdF (2005) *Polymerization of a dual-cured cement through Empress 2 Porcelain: LED curing light vs. halogen curing unit,* Oral Sci, 1, 15-21

Magne P, Belser U (1997) *Esthetic improvements and in vitro testing of in-ceram alumina and spinell ceramic,* Int J Prosthodont, 10, 459-466

Mc Laren EA (1998) *All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations,* Compend Contin Educ Dent, 307-326

Mc Laren EA and Terry DA (2002) *CAD/CAM systems materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures,* Compend Contin Educ Dent, 23, 637-653

Mc Lean JW (1979) *The science and art of dental ceramics,* Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois

Mc Lean JW, Odont O (2001) *Evolution of dental ceramics in the twentieth century*, J Prosthet Dent, 85, 61-6

Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B (2002) *Decrease in power output of new light emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface,* J Adhes Dent, 4, 197-204

Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH (1999) *Dental composite depth of cure with halogen and blue light-emitting diode technology,* Br Dent J, 24, 388-391

Mörmann WH and Bindl A (1996) *The new creavity in ceramic restorations: Dental CAD/CAM,* Quinstessence Int, 27, 821-828

Mörmann WH and Bindl A (2002) *All ceramic, chair side computer aided design/computer aided machining restorations,* Dent Clin North Am, 46, 403-426

Myers ML, Caughman WF and Rueggberg FA (1994) *Effect of restoration composition, shade and thickness on the cure of a photoactivated resin cement,* J Prosthodont, 3, 149-157

Nayır E (1999) *Dişhekimliğinde maddeler bilgisi*, İÜ Basımevi, İstanbul

O'Brien WJ (1997) *Dental-materials and their selection,* Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois

O'Brien WJ (2002) *Dental-materials and their selection,* Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois

Oktay HG (2003) *Tüm seramik sistemler,* EÜ Dişhek Fak Derg, 24, 11-18

Öztürk AN, Üşümez A (2004) *Influence of different light sources on microtensile bond strength and gap formation of resin cement under porcelain inlay restorations,* J Oral Rehabil, 31, 905-910

Öztürk B, Öztürk AN, Üşümez A, Üşümez S, Özer F (2004) *Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources,* Oper Dent, 29-3, 327-334

Öztürk N, Üşümez A, Üşümez S, Öztürk B (2005) *Degree of conversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units,* Quintessence Int, 36, 771-777

Özyeşil AG, Üşümez A, Gündüz B (2004) *The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration,* J Prosthet Dent, 91, 151-157

Peixoto RT, Paulinelli VM, Sander HH, Lanzo MD, Cury LA, Poletto LT (2007) *Light transmission through porcelain,* Dent Mater, 3 (Proof)

Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E (2000) *Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units,* Dent Mater, 16, 330-336

Phillips RW (1991) *Skinner's Science of Dental Materials 9th Ed,* WB Saunders Co, Philadelphia

Pires JA, Cvitko E, Denehy GE, Swift EJ Jr (1993) *Effects of curing tip distance on the light intensity and composite resin microhardness,* Quintessence Int, 24, 517-521

Price R BT, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA (2003) *Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode and plasma arc curing lights,* J Adhes Dent, 5, 193-207

Qualtrough AJE and Piddock V (1997) *Ceramics update,* J Dent, 25, 91-95

Qualtrough AJE and Piddock V (1999) *Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations,* Dent Update, 26, 65-72

Qualtrough AJE and Piddock V (2002) *Dental ceramics: What's new?,* Dent Update, 29, 25-33

Quance SC, Shorthall AC, Harrington G, Lumley PJ (2001) *Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites,* J Dent, 29, 553-560

Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, von Fraunhofer JA (2004) *Light transmission through allceramic dental materials: A pilot study*, J Prosthet Dent 91, 441-6

Rinke S, Hüls A (1996) *Copy-milled aluminas core ceramic crowns: A clinical report*, J Prosthet Dent, 76, 343-346

Rosenstiel SF, land MF and Crispin BJ (1998) *Dental luting agents: A review of the current literature,* J Prosthet Dent, 80, 280-301

Rueggeberg FA and Caughman WF (1993) *The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cement,* Oper Dent, 18, 48-55

Rueggeberg FA, Caughman WF, Chan DC (1999) *Novel approach to measure composite conversion kinetics during exposure with stepped or continuous light-curing,* J Esthet Dent, 11(4), 197-205

Saraç D, Saraç YŞ, Külünk T, Külünk Ş (2005) *Farklı kor ve dentin kalınlıklarının tam seramik materyalinden ışık geçişi üzerine etkisi,* GÜ Dişhek Fak Derg, 22(3), 169-174

Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada H, Hannigan A (2001) *Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible light sources: An in vitro study*, Quintessence Int, 3(2), 410-405

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE (1997) *Fundamentals of fixed prosthodontics,* Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois

Southan DE (1987) *Factors affecting the translucency of dental porcelain,* Quintessence Int, 18(3), 197-202

St. Georges AJ, Swift EJ, Thompson JY Jr, Heymann HO (2002) *Curing Light Intensity Effects on Wear Resistance of Two Resin Composites,* Oper Dent 27, 410-417

Swift EJ (2002) *LED curing lights,* J. Esthet Rest Dent, 14, 206-207

Şen D, Poyrazoğlu E, Tunceli B, Göller G (2000) *Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores,* J Prosthet Dent, 83, 364-369

Tak Ö (2006) *Günümüz protetik diş tedavisi pratiğinde kullanılan ışık kaynakları,* S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Prot. Diş Ted. AD Semineri, Konya

Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutala J, Ristic M, Pichler G (2002) *Composite conversion and temperature rise using a conventional plasma and an experimental blue LED curing unit,* J Oral Rehabil, 29, 662-667

Taşveren S, Özdemir AK (2005) *Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri,* CÜ Dişhek Fak Derg, 8(2), 128-132

Ubassy G (1993) *Shape and color: The key to successful ceramic restorations,* Quintessence Publishing, Chicago, Illinois

Üşümez A (2001) *Farklı asitler ve ErGR: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması,* Doktora Tezi, SÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya

Van Noort R (2002) *Introduction to Dental Materials 2nd Ed*, Mosby Co, London

Van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PCF and Kortsmit WJPM (1990) *A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color,* J Prosthet Dent, 63, 155-162

Wall JG, Cipra DL (1992) *Alternative crown systems. Is the metal ceramic crown always the restoration of choice,* Dent Clin North Am, 36(3), 765-782

Warren K (1990) *An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through of varying thicknesses of porcelain,* J Oral Rehabil, 17, 327-334

Wassel RW, Walls AWG, Steele JG (2002) *Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection*, Br Dent J, 192, 199-211

Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB (2004) *Glass/ceramic refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review*, J Prosthet Dent, 91, 136-143

Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005a) *Tam porselen sistemleri I*, GÜ Dişhek Fak Derg, 22(1), 41-48

Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005b) *Tam porselen sistemleri II,* GÜ Dişhek Fak Derg, 22(1), 49-60

Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW (2002) *Degree of polymerization of resin composites by different light sources,* J Oral Rehabil, 29, 1165-1173

Yöndem İ (2006) *Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi*, Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya

Yücel MT (2005) *Farklı tip tam seramik kronlarının marjinal uyumlarının in vitro olarak değerlendirilmesi,* Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya

Zaimoğlu A ve Can G, (2004) *Sabit Protezler,* AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L (1993) *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi,* Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara

9. ÖZGEÇMİŞ

1964 Konya doğumludur. İlk, orta ve lise öğrenimini Konya'da tamamladı. 1982 yılında girdiği Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 1990 yılında mezun oldu. 1991 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora programına başladı. 1994 yılında yeterliliğini aldıktan sonra doktora çalışmalarına kendi isteği ile ara verdi. 2005 yılında çıkan öğrenci affından faydalanarak doktora tez çalışmalarına başladı. Halen İstanbul İl Özel İdaresi Ağız Diş Hastalıkları Hastanesi'nde diş hekimi olarak çalışmaktadır.

10. TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanmasında benden destek ve yardımlarını esirgemeyen danışmanım Sayın Prof. Dr. Filiz Aykent'e; istatistiksel sonuçların değerlendirilmesinde emeği geçen Sayın Prof. Dr. Mustafa Cihat Avunduk'a; Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilimdalı (AD) öğretim üyeleri ve asistanlarına; porselen örneklerin hazırlanmasında yardımcı olan As Dental Laboratuarı ve In-ceram örneklerin hazırlanmasında yardımcı olan Bayrak Dental Laboratuarı'na ve her zaman yanımda olan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.