



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

**DOKTORA
TEZİ**

**FARKLI TAM SERAMİK SİSTEMLERİNİN
TRANSLÜSENSİ ÖZELLİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

AYŞE VAYISOĞLU ÖZCAN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

KASIM 2015



**FARKLI TAM SERAMİK SİSTEMLERİNİN TRANSLUSENSİ ÖZELLİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

Ayşe VAYISOĞLU ÖZCAN

DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KASIM 2015

Ayşe VAYISOĞLU ÖZCAN tarafından hazırlanan "Farklı tam seramik sistemlerinin translusensi özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Levent NALBANT

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

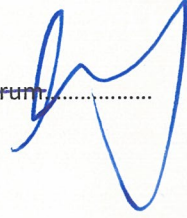
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.....



Başkan : Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

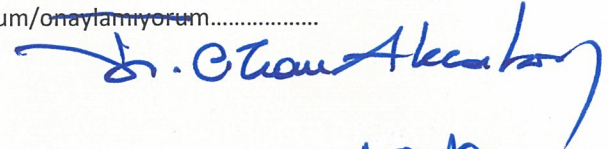
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.....



Üye : Prof. Dr. Cihan AKÇABOY

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.....



Üye : Prof. Dr. Funda AKALTAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

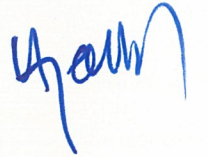
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.....



Üye : Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.....



Tez Savunma Tarihi: 03/11/2015

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Doktora Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....

Doç. Dr. Ufuk KOCA ÇALIŞKAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Ayşe VAYISOĞLU ÖZCAN
03.11.2015

FARKLI TAM SERAMİK SİSTEMLERİNİN TRANSLUSENSİ ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI
OLARAK İNCELENMESİ
(Doktora Tezi)

Ayşe VAYISOĞLU ÖZCAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Kasım 2015

ÖZET

Üstün estetik özellikleri ve biyolojik uyumları gibi avantajları ile tam seramik sistemler günümüzde oldukça popüler hale gelmiştir. Materyalin ışığın bir kısmını geçirmesi ancak bir kısmını da yayması, dağıtması anlamına gelen translusensi doğal görünümde bir restorasyonun sahip olması gereken en önemli özelliklerden biridir. Bu çalışmanın amacı farklı tam seramik sistemlerin translusensi özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. IPS e.max Press (CS), In-Ceram Zirconia (AZ), Prettau Zirconia (MZ) olmak üzere 3 farklı tam seramik sisteminden 1 mm kalınlığında, 10 mm çapında, A2 renkte alt yapı örnekleri hazırlanmıştır (n=12). Örnekler son kalınlık 1.5 mm olacak şekilde üretici firma tarafından önerilen veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmıştır. Her aşamada translusensi ölçümleri tekrarlanmıştır. Ölçümler kolorimetre cihazı ile kontrast oranı üzerinden hesaplanmıştır. Örneklerin translusensi özellikleri kontrol grubu olan metal destekli seramik örneklerle ve birbirleriyle kıyaslanmıştır. CS grubu en fazla translusensi özelliği gösteren grupken onu sırasıyla MZ, AZ ve kontrol grubu takip etmektedir. Her grubun alt yapı, veneer seramiği ve glaze aşamalarında ölçülen kontrast oranı değerleri kendi içinde karşılaştırılmıştır. Veneer seramiği uygulamasının translusensi özelliğini olumsuz yönde etkilediği, veneer seramiği uygulanmış örnekler glaze uygulamasının translusensi özelliğinde istatistiksel olarak anlamlı bir artışa sebep olduğu görülmüştür.

Bilim kodu : 1050
Anahtar kelimeler : Zirkonya, Translusensi, Tam Seramik
Sayfa adedi : 74
Danışman : Prof. Dr. Levent NALBANT

THE EVALUATION OF TRANSLUCENCY PARAMETER OF DIFFERENT ALL CERAMIC SYSTEMS

(Ph. D. Thesis)

Ayşe VAYISOĞLU ÖZCAN

GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES
November 2015

ABSTRACT

All ceramic restorations have become popular because of their remarkable aesthetic and biocompatible properties. Translucency is defined as the property of a material by which a major portion of the transmitted light undergoes scattering. Translucency is one of the crucial property of a restoration that has a natural appearance. The purpose of this study was to evaluate and compare the translucency of all ceramic systems. Disc specimens 10 mm in diameter and 1 mm in thickness were fabricated from IPS e.max Press (CS), In-Ceram Zirconia (AZ) and Prettau Zirconia (MZ) systems in A2 shade according to Vitapan classical shade tab (n=12). Specimens were then veneered and glazed with corresponding veneer ceramic recommended by each ceramic system manufacturer and the total thickness was set to 1.5 mm. Translucency measurements were performed with colorimeter after each stage and contrast ratio was calculated. IPS e.max Press (CS) system was significantly more translucent than zirconia systems. The translucency values of the other groups were higher in MZ, AZ, and control groups, respectively. Translucency of all ceramic specimens was decreased after veneering. The glazing cycle resulted in decreased opacity for all test materials.

Science Cod : 1050
Key Words : Zirconia, Translucency, All ceramics
Page Number : 74
Supervisor : Prof. Dr. Levent NALBANT

TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimim boyunca bana yol gösteren, diş hekimliğine ve hayata dair bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Levent NALBANT'a,

Tez çalışmam ve doktora eğitimimdeki katkılarından dolayı başta anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN, Prof. Dr. Cihan AKÇABOY, Prof. Dr. Dilek NALBANT ve Doç. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ olmak üzere Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki öğretim üyelerine ve tez jürimde bulunan saygıdeğer hocalarıma,

Diş hekimliği eğitimimin başından itibaren çok şey öğrendiğim, tez çalışmamda büyük katkısı ve emeği bulunan Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na,

Doktora eğitimim boyunca, sosyal yaşamımda ve son dönem tez çalışmalarım hep yanımda olan canım arkadaşlarım Dr. Dt. Anıl ALGÜR, Dr. Dt. Dilek KAYMAK, Dr. Dt. Polen Gizem ERTAN, Dr. Dt. Anıl GERÇEK, Dr. Dt. Emrullah KOTAN, Dr. Dt. Melek KAVASOĞLU ve Dr. Dt. Pırıl SİNDEL başta olmak üzere asistan arkadaşlarıma,

Diş hekimliği eğitimimin ilk gününden itibaren dostluğu ve desteğiyle her zaman yanımda olan dostum, meslektaşım Dr. Dt. Ülkem CURAL'a,

Tüm hayatım boyunca ne kadar şanslı olduğumu bana hissettiren; sevgi, anlayış ve büyük emeklerle beni yetiştiren dünyadaki en iyi anne-baba Nurcan ve Hakkı VAYISOĞLU'na,

Her zaman yanımda olan, varlığıyla hayatıma neşe katan güzel kalpli canım kardeşim Dr. Görkem VAYISOĞLU'na

Desteğini ve sevgisini her zaman hissettiğim; anlayışı, sabrı, bilgisi ve yardımı ile her zaman yanımda olan sevgili eşim Dr. Dt. Mustafa ÖZCAN'a sonsuz teşekkür ederim.

Ayşe VAYISOĞLU ÖZCAN

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	3
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı	4
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	6
2.3.1. Fırınlama derecelerine göre sınıflandırma	6
2.3.2. Kullanım alanlarına göre sınıflandırma	7
2.4. Dental Seramiklerin Optik Özellikleri	15
2.4.1. Işık ve renk	15
2.4.2. Diş hekimliğinde kullanılan renk sistemleri	16
2.4.3. Işık ve renk terimleri	19
2.5. Doğal Dişlerin Optik Özellikleri	21
2.6. Renk Analizi	22
2.6.1. Görsel renk analizi	22
2.6.2. Renk ölçüm cihazlarıyla yapılan renk analizi	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM	27
3.1. Örneklerin Hazırlanması	28
3.1.1. Alt yapı örneklerin hazırlanması	28
3.1.2. Alt yapı örneklerine veneer porseleni uygulaması	33
3.1.3. Veneer seramiği uygulanmış örneklere glaze işlemi uygulanması	33
3.2. Translusensi Ölçümlerinin Yapılması	34

Sayfa

3.2.1. Alt yapı örneklerinin translusensi ölçümlerinin yapılması	36
3.2.2. Veneerlenmiş örneklerin translusensi ölçümlerinin yapılması	36
3.2.3. Glaze işlemi uygulanmış örneklerin translusensi ölçümlerinin yapılması	36
3.3. İstatistiksel Analiz.....	36
4. BULGULAR	37
4.1. Kontrast Oranı Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması	38
4.2. Kontrast Oranı Bulgularının Grup İçinde Karşılaştırılması.....	41
5. TARTIŞMA.....	45
6. SONUÇ	55
KAYNAKLAR	57
ÖZGEÇMİŞ	73

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Araştırmada kullanılan alt yapı materyalleri	27
Çizelge 3.2. Uygulanan veneer porselenleri ve üretici firmaları.....	33
Çizelge 3.3. Uygulanan glaze materyalleri ve üretici firmaları	34
Çizelge 4.1. Örneklerin kontrast oranı değerleri	38
Çizelge 4.2. Kontrast oranı bulgularının gruplar arasında istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	39
Çizelge 4.3. CS grubunda alt yapı, veneer porseleni ve glaze kontrast oranı bulgularının karşılaştırılması.....	42
Çizelge 4.4. AZ grubunda alt yapı, veneer porseleni ve glaze kontrast oranı bulgularının karşılaştırılması.....	43
Çizelge 4.5. MZ grubunda alt yapı, veneer porseleni ve glaze kontrast oranı bulgularının karşılaştırılması.....	44

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Grupların alt yapı, porselen ve glaze kontrast oranı bulgularının karşılaştırmalı grafiği	41
Şekil 4.2. Kontrol grubu kontrast oranı grafiği	41
Şekil 4.3. CS grubunda alt yapı- veneer porseleni ve glaze grupları ortalama kontrast oranı değerleri grafiği	42
Şekil 4.4. AZ grubunda alt yapı- veneer porseleni ve glaze grupları ortalama kontrast oranı değerleri grafiği	43
Şekil 4.5. MZ grubunda alt yapı- veneer porseleni ve glaze grupları ortalama kontrast oranı değerleri grafiği	44

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. CS grubu (IPS e.max Press) alt yapı örnekleri	29
Resim 3.2. AZ grubu örneklerinin tasarlanması.....	29
Resim 3.3. AZ grubu örneklerinin aşındırılması	30
Resim 3.4. AZ grubu (In-Ceram Zirconia) alt yapı örnekleri	30
Resim 3.5. MZ grubu alt yapı örneklerin tasarlanması	31
Resim 3.6. MZ grubu alt yapı örneklerin aşındırılması	31
Resim 3.7. MZ grubu alt yapı örnekleri	32
Resim 3.8. Metal alt yapı örnekleri.....	32
Resim 3.9. Örneklerin kalınlıklarının dijital kumpasla kontrol edilmesi.	34
Resim 3.10. Beyaz ve siyah zemin	35
Resim 3.11. Ölçüm düzeneği	35

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklamaları

°C

Santigrat

µm

Mikrometre

g/cm³

gram/ santimetreküp

MPa

Megapaskal

ΔE

Renk farkı değeri

Kısaltmalar

Açıklamaları

CAD/CAM

Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim

Y-TZP

İtiryumla kısmen stabilize polikristalin zirkonya

CIE

Commission Internationale de l'Eclairage

KO

Kontrast oranı

TP

Translusensi parametresi

1. GİRİŞ

Protetik diş tedavisi uygulamalarında amaç, kaybedilen fonksiyon ve estetiğin iade edilmesidir. Günümüzde teknoloji ve materyaldeki gelişmeler ve hastaların artan estetik beklentisi restoratif uygulamalarda estetiğin önem kazanmasına neden olmuştur.

Metal destekli seramik restorasyonların kırılmaya dirençleri ve dayanıklılıkları uzun yıllar başarıyla kullanımlarına yol açmıştır [1, 2]. Ancak estetik açıdan üstün tam seramiklerin geliştirilmesiyle çalışmalar bu sistemler üzerinde yoğunlaşmıştır [2, 3]. Tam seramiklerin kırılğan ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksız olmaları, seramik yapının güçlendirilmesi veya güçlü bir alt yapı ile desteklenmesi gerekliliğini doğurmuştur. Tam seramik sistemlerin desteklenmesi amacıyla zirkonya, alümina ve lityum disilikatla güçlendirilmiş alt yapılar sıklıkla tercih edilmektedir [4-6].

Opasite, materyalin ışık geçişini engelleme özelliğidir. Translusensi ise materyalin ışık geçişine izin verme yeteneğini ifade eder, seramik restorasyonların estetik sonucunu etkileyen ana faktörlerden biridir [7]. Estetik bir restorasyonun formu, yüzey yapısı ve rengi kadar translusensi özelliği de önem taşımaktadır.

Bu alışmada, In-Ceram Zirconia, IPS e.max Press ve Prettau Zirconia tam seramik porselen sistemlerin translusensi özelliklerinin değerlendirilerek karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Seramik, Yunanca "topraktan yapılmış" anlamına gelen "keramikos" kelimesinden türemiştir [8]. Bir veya daha fazla metal ya da yarı metalin oksijen gibi metal olmayan bir element ile kimyasal bağlar ile bağlanmasıyla meydana gelen seramik; inorganik, silika yapısında camsı fazda kristalin materyaldir [8].

2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik MÖ 50 yıllarında Çin'de bulunmuş olup Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı malzemesi olarak kullanım bulmuş, 16. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir [8].

1723'te Pierre Fauchard "Lechirurgien Dentiste" isimli kitabıyla porselenin diş hekimliğinde kullanılmasıyla ilgili araştırmaların başlamasına öncülük etmiştir [9, 10]. 1774'te eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant, hareketli protezlerde kullanılan ilk porselen dişleri üretmiş ve patentini almışlardır [8, 11-14].

1808'de diş hekimi Giuseppangelo Fonzi kişiye özel hazırlanan ve arka kısımlarına yerleştirilen platin kramponlar sayesinde metal bir dayanağa lehimlenebilen porselen dişleri üretmiştir [8, 13-15].

Seramiğin sabit protezlerde kullanımı 1873 yılında Beers'in seramik tam kron fikrini ortaya atmasıyla başlamıştır [13].

Metal destekli dental seramik restorasyonların kullanımı ilk defa 1962'de Weinstein ve arkadaşları tarafından altın alaşımları üstünde potasyum oksit içeren seramik tozlarının uygulanmasıyla başlamıştır [13, 16].

McLean ve Huges 1965 yılında feldspatik porselene alüminyum oksit (Al_2O_3) ekleyerek yüksek dirence sahip metal desteksiz porselenlerin gelişmesine yol açmışlardır [17]. 1984 yılında Adair ve Grossman camın kontrollü kristalizasyonunun sağlandığı dökülebilir ilk ticari seramik olan Dicor sistemini geliştirmiştir [7, 12, 13]. Aynı dönemde Brugges ısıya dayanıklı day metoduyla üretilen Hi-Ceram sistemini geliştirmiştir [18].

1989 yılında alüminyum oksit içeriği %90'a çıkarılarak dayanıklılığı artırılmış, slip-casting yöntemi ile elde edilen In-Ceram sistemi piyasaya sunulmuştur [6, 18, 19].

1990 ların başında lösit kristalleri ile güçlendirilmiş ısı ve basınçla şekillendirilen ilk cam seramik sistemi IPS Empress kullanıma sunulmuştur. IPS Empress sisteminin tek diş restorasyonları dışında yeterli dayanıklılık göstermemesi nedeniyle %70 oranında lityum disilikat içeren ısı ve basınçla şekillendirilen cam seramik sistemi IPS Empress 2 üretilmiştir. 2005 yılında lityum disilikatla güçlendirilmiş, IPS Empress 2'ye göre fiziksel ve optik özellikleri geliştirilmiş olan cam seramik sistemi IPS e.max Press piyasaya sunulmuştur [7, 10, 17, 20-22].

Yüksek bükülme dayanımı ve kırılma direnci nedeniyle zirkonyanın tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla kullanılması gündeme gelmiştir. Zirkonyanın cam infiltre alümina yapısına katılmasıyla In-Ceram Zirkonya elde edilmiştir. CAD-CAM teknolojisinin geliştirilmesiyle itriyumla stabilize zirkonyanın diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşmıştır [20, 23].

Yüksek dirençli zirkonya, diş hekimliğinde sıklıkla alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Ancak veneer seramiği- zirkonya arasındaki bağlantının zayıf olması restorasyonlarda kopma ve kırılmaya sebep olmaktadır. Bu yüzden estetik özellikleri geliştirilmiş monolitik zirkonya restorasyonlar klinik kullanıma girmiştir [24-27].

2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik, protez terimleri sözlüğüne göre; bir ya da birden fazla metalin oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir [28]. Büyük olan oksijen atomları bir matriks görevi yapar ve küçük metal atomları boşlukları doldurur.

Diş hekimliğinde kullanılan seramik, merkezde yer alan silisyum atomunun çevresindeki dört oksijen atomuyla kimyasal bağlar yapmasıyla meydana gelen silisyum tetrahedradan (SiO_4) oluşmaktadır [29].

Dental seramik, sinterizasyon ile şekillendirilen cam fazlı kristalin yapısında bir materyaldir. Sinterizasyon, seramik içindeki partiküllerin eriyerek birleşmesi olarak tanımlanır [2, 10, 20, 22, 30-32].

Diş hekimliğinde kullanılan konvansiyonel seramikler feldspar (%75-85), kuartz(%12-22) ve kaolinden (%3-5) meydana gelmektedir[31] .

Seramiğin yapısal elemanları [8, 10, 31]:

Feldspar

Kuartz

Kaolin

Renklendirici ve opaklaştırıcı ajanlar

Güçlendirici ajanlar

Potasyum alumina silikat ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ /potas feldspar) ve sodyum alumina silikat ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ /soda feldspar) karışımı olan feldspar, dental seramiğin ana yapısını oluşturur ve içeriğinde en az %60 oranında bulunmaktadır. Değişik oranlarda soda (Na_2O) ve potas (K_2O) içermekte olup diş hekimliğinde genellikle potas içeriği yüksek feldspar kullanımı tercih edilmektedir. Feldspar, dental seramiklerin translusentliğini verir ve fırınlama esnasında eriyip kuartz ve kaoline matriks oluşturur [8, 10, 31-36].

Silika yapısında olan kuartz (SiO_2), dental seramik içerisinde %10-30 oranında bulunur ve doldurucu görevi yapar. Erime derecesi seramik yapısındaki diğer maddelere göre daha yüksektir. Fırınlama sonucu oluşan büzölmeleri önleyerek kitleyi stabilize eder [31, 33-35, 37].

Bir alüminyum hidrat silikat olan kaolin, dental porselen yapısında %1-5 oranında bulunur. Opak olduğu için az miktarda ilave edilir. Su ile karıştırıldığında yapışkan hale gelir ve böylece porselenin işlenmesi kolaylaşır [3, 8, 21, 31, 36, 38].

Dental seramiklerin yapısına bu üç ana madde dışında akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri ve opaklaştırıcı veya parlaklık özelliğini geliştiren çeşitli maddeler ilave edilmektedir [7, 33].

Camın erime sıcaklığını düşürmek ve viskoziteyi azaltmak amacıyla kullanılan MgO , Na_2O , K_2O , B_2O gibi oksitler cam modifiye edici ajanlar olarak adlandırılırlar [29, 36, 39, 40]. Uygun kullanılmamaları sonucu devitrifikasyon adı verilen camın kristal yapısının bozulması olayı meydana gelir [10].

Dental porselenlerde kullanılan camların sertliği ve viskozitesini artırmak için alüminyum oksit gibi ara oksitler kullanılır.

Feldspar renksizdir. Bu nedenle doğal diş görünümünü taklit etmek üzere Ti , Mn , Ni , Cr , Co , Cu gibi metallerin oksitleri feldspar ve ince cam tozu ile birleştirilerek porselenin yapısına ilave edilir [10, 39]. Seryum oksit, zirkonyum oksit titanyum oksit ve kalay oksit gibi opaklaştırıcı ajanların ilavesi ışığın farklı şekillerde yansıtılmasını sağlar [10, 36, 39].

Dental seramikler ağız dokuları ile biyolojik uyum, estetik görünüm ve baskı kuvvetlerine karşı direnç gibi olumlu özelliklere sahiptir ancak çekme gerilimine karşı dayanıksız olmaları en önemli dezavantajlarıdır [8, 10, 31, 34].

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramiklerin sınıflandırılması teknoloji ve materyaldeki gelişmelere bağlı olarak değişikliğe uğramaktadır. Farklı araştırmacılar, dental seramiklerin değişik özelliklerini göz önünde bulundurarak sınıflandırmışlardır.

2.3.1. Fırınlama derecelerine göre sınıflandırma [2, 10, 33, 35, 41, 42]

1. Yüksek ısı seramikleri (1290-1370 °C): Hareketli protez dişleri ve inley yapımında kullanılır.
2. Orta ısı seramikleri (1090-1260 °C): İnley, porselen jaket kron yapımında kullanılır.
3. Düşük ısı seramikleri (870- 1065 °C): Metal seramik restorasyonlar ve tam seramik restorasyonlar bu gruba girer.

2.3.2. Kullanım alanlarına göre sınıflandırma [6, 36]

1. Metal destekli seramik restorasyonlar
2. Tam seramik restorasyonlar
3. Porselen protez dişler

Metal Destekli Seramik Restorasyonlar

Dental porselenlerin kırılmalık, düşük gerilme dayanımı gibi olumsuz fiziksel özellikleri nedeniyle mekanik dayanıklılık kazandırmak amacıyla bir metal alt yapı ile desteklenmesi uzun yıllardır başarıyla kullanılan bir yöntemdir.

Metal destekli seramik restorasyonların avantajları [10, 33, 35]

- Yüksek dayanıklılık göstermeleri,
- Posterior bölgede uygulanabilmeleri
- Çok üyeli restorasyonların yapımına olanak vermeleridir.

Metal destekli porselen restorasyonların dezavantajları [21, 31, 43-47]:

- Metal ve porselene yer açmak amacıyla fazla diş kesimi yapılması.
- Doğal dişlerde mevcut ışık geçirgenliği özelliğinin metallerde olmaması nedeniyle optimal estetik sağlanamaması.
- Alışımın içeriğine bağlı olarak dişetinde renk değişimine sebep olması.
- Korozyon oluşturma ve lokal doku reaksiyonuna neden olma riskidir.

Kabul edilebilir estetik ve dayanıklılık gösteren metal destekli seramik restorasyonların uzun yıllar kullanımından sonra hastaların artan estetik beklentisi tam seramik restorasyonların geliştirilmesine neden olmuştur [21, 48].

Tam Seramik Restorasyonlar

Tam Seramik Restorasyonların Avantajları [2, 20, 31, 33, 34, 36, 43, 49-52]:

- Işık geçirgenliği özelliğine sahip oldukları için doğal dişe yakın estetik sağlarlar.
- Biyolojik uyumu iyidir.
- Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıdır.
- Isı iletkenliği ve ısısal genleşme katsayıları doğal dişe yakın olduğu için alttaki dişi korur.
- Metal porselen restorasyonlarda görülen dişetindeki renkleşme görülmez.
- Metal ve seramik arasında görülen bağlantı sorunu üst yapı porseleni ile kor yapı arasında görülmez.
- Radyolusent olduğu için alttaki dişin radyolojik muayenesine izin verir.
- Metal destekli seramik restorasyonlarda alaşıma bağlı olarak görülen korozyon, galvanik akım, toksik ve alerjik reaksiyonlara sebep olmaz.

Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları [2, 3, 20, 31, 43, 53, 54]:

- Çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı zayıftır.
- Laboratuvar aşamaları özel ekipman gerektirir, uzun zaman alır.
- Maliyetleri yüksektir.
- Metal seramik restorasyonlar kadar yüksek başarı oranı göstermezler.

Tam seramik restorasyonların ağız içi kuvvetlere karşı direnç gösterebilmesi için seramik yapının güçlendirilmesi veya kuvvetli bir alt yapı ile desteklenmesi yoluna gidilmiştir.

Tam Seramik Restorasyonların Sınıflandırılması

Yapım tekniklerine göre tam seramik sistemler [6, 17, 18, 55]

1. Dökülebilir tam seramik sistemleri:

- Dicor (Dentsply, ABD)
- Cerapearl (Kyocera, ABD)

2. Refraktörday üzerinde hazırlanan tam seramik sistemleri:

- Cerastore (Innotek Dental Corp., ABD)
- Mirage (Chamelon Dental, ABD)
- Optec (Jeneric, Pentron Inc., ABD)
- Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- In- Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

3. Isı ve basınç altında sıkıştırılabilir tam seramik sistemleri:

- IPS- Empress(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS- Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Finesse (Ceramco/Dentsply, ABD)

4. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği (CAD-CAM Sistemi) ile hazırlanan tam seramikler:

- Cerec (Siemens, Almanya)
- Celay (Mikrona, İsviçre)
- Cercon (Degudent, Almanya)
- Cicero (Cicero Dental, Hollanda)
- ProceraAllCeram (Nobel Biocare, İsveç)
- Lava (3M ESPE, Almanya)
- DCS Precident (DCS Dental, Almanya)
- Everest (Kavo Dental, Almanya)
- Hint- Els (Digident, Almanya)
- ZENO Tec (Wieland, Almanya)

Alt yapı materyaline göre tam seramik sistemler [17]:

1. Cam seramikler: Doğal dişlerin optik özellikleri en iyi taklit eden dental seramikler cam seramiklerdir. Veneer kronlarda, laminate veneerlerde, inley ve onley restorasyonlarda ve seramik alt yapıların veneerlenmesinde kullanılmaktadır [17].

a) *Feldspatik Seramikler:* Vitablocs Mark I (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) , Vitablocs Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve Vita Triluxe Bloc (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) feldspatik seramiklere örnek olarak gösterilebilir. Vitablocs Mark I; yapısı ve fiziksel özellikleri bakımından metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselene benzer. Vitablocs Mark I'e göre tanecik boyutları küçültülmüş ve dayanıklılığı artırılmış bir feldspatik porselen olan Vitablocs Mark II, 1991 yılında üretilmiştir. Bu porselenin estetik dezavantajından dolayı renk seçeneği daha fazla olan üç tabaka halindeki Vita Triluxe Bloc geliştirilmiştir. Cerec sisteminde üretilmektedir. Feldspatik seramiklerin işlenmesinde Celay sistemi de kullanılmaktadır [17].

b) *Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler:* Cam seramik yapının potasyum alümina silikat yapısındaki lösit kristalleri ilavesi ile güçlendirildiği seramiklerdir. IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Optec (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya) ve IPS ProCad (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) lösit içerikli cam seramik sistemleridir. IPS Empress ısı ve basınçla şekillendirilir. Yüksek translusentliği nedeniyle renklenmiş dişlerde, metal alt yapılarda kullanımı önerilmezken düşük bükülme direnci (84-130 mPa) ve kırılma dayanımı (1,5-1,7 Mpa m^{1/2}) endikasyonlarını anterior bölgede tek üye restorasyonlarla kısıtlamaktadır [56, 57].

c) *Lityum disilikat seramikler:* Tam seramik restorasyonlarda kor yapıyı güçlendiren dolduruculardan biri olan lityum disilikat, estetik ve yüksek dayanıklılıkta bir materyaldir [58]. Lösit içerikli seramiklere göre oldukça iyi mekanik özellikler gösterir [59].

1998 yılında geliştirilen IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), lityum disilikatla güçlendirilmiş, ısı ile presleme tekniği ile hazırlanan bir cam seramik alt yapı materyalidir.

IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), 2005 yılında piyasaya sunulmuş lityum disilikatla güçlendirilmiş preslenebilir cam porselen materyalidir. Daha küçük kristal yapısı ve farklı pişirme teknikleri ile IPS Empress II'ye göre translusentliği ve fiziksel özellikleri geliştirilmiştir[60]. Bükülme direnci ortalama 400 mPa olarak bildirilmiştir, premolar bölgeye kadar köprü yapımına izin verir [61-63].

IPS e.max Press, camsı matriks içerisinde %70 oranında lityum disilikat kristalleri içerir. Bu kristaller 3-6 μm uzunluğunda iğne uçlu kristallerdir ve çatlağın yönünü değiştirerek kırılma direncini artırır [64].

Farklı translusensi seçenekleri sunan ingotları mevcuttur. Düşük translusensi gösteren LT (low translucency) ingotlar ince veneerlerde, orta opasiteli ingotlar MO (medium opacity) vital ya da hafif renkleşmiş dişlerde ve yüksek opasiteli ingotlar HO (high opaque) renkleşme gösteren devital dişlerin maskelenmesinde kullanılmaktadır [65].

2. Alümina esaslı seramikler: In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya), In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya), In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Säckingen, Almanya), Procera All Ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), Synthoceram (Cicero, Hoorn, Hollanda) alümina ile güçlendirilmiş tam seramik sistemlerdir.

Geleneksel porselenlere kıyasla yüksek dayanıklılık göstermelerine rağmen opak olmaları estetik açıdan bir dezavantajdır [36].

In-Ceram Alumina; 1985 yılında geliştirilmiş %70 oranında alümina içeren, slip-casting yöntemi veya CAD-CAM tekniğiyle elde edilen alüminayla güçlendirilmiş seramiklerdir. Ortalama 236-600 MPa bükülme direnci ve 3,1-4,61 MPa $\text{m}^{1/2}$ kırılma dayanımına sahiptirler [7, 19, 57, 66]. Anterior ve posterior tek üye kronlarla birlikte anteriorda üç üye köprülerde de kullanılmaktadır [43, 67].

In-Ceram Alumina'ya translusentlik kazandırmak amacıyla magnezyum spinel ilavesiyle elde edilen In-Ceram Spinell, 1994 yılında piyasaya sunulmuştur. Magnezyum spinel ilavesinin seramiğin bükülme direncini azalttığı bildirilmiştir [19]. Bu nedenle endikasyonları; anterior tek üye kronlar, inley ve onley restorasyonlarla sınırlanmıştır [51, 56].

In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alumina'yı güçlendirmek amacıyla yapısına %35 oranında yarı stabilize zirkonya ilavesiyle elde edilmiştir [68]. Hem slip-casting hem de yarı sinterize bloklardan CAD-CAM yöntemleriyle üretilebilmektedir. Bükülme direnci 421-800 MPa ve kırılma dayanımı 6-8 MPa $\text{m}^{1/2}$ 'dir. Bu nedenle posterior bölgede kron ve köprü

restorasyonların yapımında kullanılabilir. Ancak kristal yapısının neden olduğu yüksek opasite anterior bölgede kullanımını kısıtlamaktadır [17, 56].

3. Zirkonya Esaslı Seramikler: Zirkonyum, atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22 olan, periyodik tabloda metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Gri beyaz renklidir, heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir [69].

Saf formu polimorfik bir materyal olan zirkonyum, doğada hiçbir zaman tek başına bulunmaz. Bilinen formları; metal oksidi olan zirkonyum dioksit (ZrO_2) ve silikat oksit ile yaptığı bileşik olan zirkonyum silikattır($ZrSiO_4$). Zirkonyum dioksit; zirkonya, zirkonyum oksit ve baddeleyit olarak isimlendirilirken, zirkonyum silikatın diğer adı zirkondur [69, 70].

Zirkonyanın; monoklinik faz (oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar), tetragonal faz (1170-2370 °C) ve kübik faz (2370 °C'den sonra) olmak üzere üç ana formu vardır [71]. 1170 °C'nin üzerinde ısıtıldığında monoklinik fazdan tetragonal faza geçişte %5 oranında hacimsel küçülme görülmektedir. Soğutulması sırasında tetragonal faz-monoklinik faz değişimi esnasında yaklaşık %4'lük hacim büyümesi meydana gelir. Hacimdeki bu değişimler saf zirkonya içinde çatlaklara neden olur [69].

Saf zirkonya, içerisine magnezyum, seryum, itriyum ve kalsiyum gibi stabilize edici oksitlerin (MgO , CeO_2 , Y_2O_3 ve CaO) eklenmesiyle oda sıcaklığında yarı stabil tetragonal fazda tutulur. Böylece zirkonyanın mekanik özellikleri iyileştirilirken ısı işlemler karşısında kontrolsüz faz değişimlerine uğraması engellenmektedir [51, 69, 71, 72].

Yarı stabil zirkonya oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde monoklinik faza geçmek üzere içinde bir enerji bulunmaktadır. Gerilim stresleri, yüksek kuvvetler, aşındırma, sinterizasyon sonrası soğuma gibi mekanik stimülasyonların neden olduğu bir çatlağın ilerlerken oluşturduğu stres sonucu etrafındaki tanecikler tetragonal fazdan daha stabil olan monoklinik faza geçiş yaparlar. Böylece oluşan %3-5'lik hacim artışı sıkıştırıcı stresler oluşturarak çatlağın ilerlemesini engeller, çatlağı hapseder. Zirkonyaya özgü bu durum transformasyon sertleşmesi olarak adlandırılır, zirkonyanın dayanıklılık ve sertliğini artırır [51, 71, 73].

Günümüzde yüksek bükülme dayanımı, kimyasal ve boyutsal stabilite, kırılmaya karşı dayanıklılık gibi üstün fiziksel özellikleri nedeniyle itriyumla stabilize zirkonya yaygın olarak kullanılmaktadır [17, 74]. Dokularla biyouyumlu olması, sitotoksik olmaması avantajlarıyken opak görünümleri ve yüzey işlemlerinin mekanik özelliklerini etkilemesi dezavantajlarıdır [20, 51, 71, 75].

İtriyumla stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP), saf zirkonyumun %3 mol Y_2O_3 ile stabilize edilmesiyle elde edilir. Kanal postu, posterior kron ve köprüler için alt yapı materyali, implant abutmentı ve dental implant materyali olarak kullanılmaktadır [76-81].

CAD-CAM teknolojisinin gelişmesiyle zirkonyanın diş hekimliğinde kullanımı artmıştır. Zirkonyanın iki tür makineleme işlemi vardır; yumuşak ve sert makineleme. Yumuşak makinelemede hazır zirkonya bloklardan istenenden %25 daha büyük hacimde işlenir ve ardından bu alt yapı tam olarak sinterlenir. Sert makinelemede ise daha güçlü ve homojen olan tam sinterize bloklar kullanılır. Ancak tam sinterize blokların sertliği nedeniyle daha kuvvetli ve rijit kesme aletlerine ve daha uzun bir aşındırma periyoduna ihtiyaç duyulması nedeniyle genellikle yumuşak makineleme tercih edilir [82].

Sertlik, dayanıklılık, yüksek aşınma direnci, biyolojik uyumluluk, korozyona ve ani ısı değişimlerine karşı dirençli olması gibi özellikleri zirkonyanın diş hekimliğinde güvenle kullanılmasını sağlamıştır [83]. Ancak zirkonyanın opak görünümde oluşu estetiği olumsuz etkilediğinden bir veneer porselenine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu şekilde estetik bir görüntü elde edilse de cam seramikler, karşıt dişlerin mine yüzeyini kompozit ve zirkonyaya göre daha fazla aşındırırlar [84-87].

Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda en çok görülen başarısızlık klinikte “chipping kırıkları” olarak adlandırılan veneer porseleni kırıklarıdır [77, 88-92].

Veneer porseleni ile zirkonya alt yapının termal genleşme katsayısı farkı, veneer porseleninin kalınlığı, porselendeki porozite, alt yapı dizaynı ve fırınlama esnasında porselende görülen büzülme chipping kırıklarının nedenleri arasında gösterilmektedir [51, 92].

Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda uzun dönemde görülen bu başarısızlıklar tek tabakalı (monolitik) zirkonya restorasyonları gündeme getirmiştir. CAD-CAM işleme tekniklerindeki gelişmelerin anatomik konturlarda kron yapımına izin vermesi monolitik zirkonya restorasyonların üretilmesine yol açmıştır [26, 27].

Oklüzal mesafenin azalmış ve kron boyunun kısa olduğu durumlarda, full mouth restorasyonlarda, posterior kron ve köprülerde monolitik zirkonya restorasyonlar kullanılabilmektedir [93-102].

Monolitik zirkonya restorasyonların, zirkonya alt yapılı restorasyonlara göre bazı avantajları vardır;

- Veneer porseleni olmadığı için chipping kırıkları elimine edilmiştir [26, 103].
- Zirkonya, karşıt dişler üzerinde porselen kadar aşındırma yapmamaktadır [86, 104, 105].
- Veneerleme işlemi yapılmadığı için laboratuvar protokolleri daha kolay ve ekonomiktir [93, 104].

Zirkonya alt yapılı restorasyonlar özellikle anterior bölgede uygulandığında zirkonyanın ışığı yansıtması ve iletmesi doğal dişe benzemediği için estetik bir restorasyon elde edilmesi zordur. Doğal dişe yakın optik özellikler elde edebilmek için opak zirkonyanın maskelenmesi ve veneer porselenine yer açılması amacıyla amaciyla dişin bukkal yüzünde fazla kesim yapılması gerekmektedir. Bu durum itriyumla stabilize translusent monolitik zirkonya materyallerinin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur. Bu restorasyonlar veneerlenmeden kullanılabileceği gibi yalnızca bukkal ya da labial yüzlere veneer porseleni uygulanmasıyla da başarılı sonuçlar elde edilebilmektedir [106].

Monolitik zirkonya materyallerinin renk uyumu renkli blokların işlenmesi ya da sinterleme öncesi veya sonrası boyama işlemleriyle sağlanır [107, 108].

Bruxzir(Glidewell, Frankfurt, Almanya), Prettau (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya), Lava All Zirconia (3M ESPE, Almanya), ZENOSTar (Wieland Dental + Technik, Pforzheim, Almanya) ve InCoris TZI (Sirona, Bernsheim, Almanya) piyasaya sunulmuş bazı monolitik zirkonya materyalleridir.

Prettau Zirconia, translusensi özelliğine sahip, yüksek bükülme direnci ve kırılma dayanımı ile anterior ve posterior kron, inley, onley ve 14 üyeye kadar köprü yapımında kullanılabilir. Restorasyonun rengi sinterlenmeden önce renklendirici likitlerle boyanarak belirlenir. Anatomik konturlu restorasyon yapımına izin verdiği gibi restorasyonun bukkal yüzü veneerlenerek optimal estetik sağlanır [86].

2.4. Dental Seramiklerin Optik Özellikleri

Dental seramiklerin kimyasal içeriği ve içerdiği partiküllerin boyutu optik özellikleri ve görünümünü etkileyen faktörlerdir .

Restoratif diş hekimliği, kaybolan diş dokusunun yerine ideal bir materyal bulma amacı taşır. Bir restorasyonun genel formu, yüzey yapısı, ışık geçirgenliği ve rengi estetik görünümü oluşturan komponentlerdir [109].

Doğal dişe yakın estetik sağlayabilmek için doğru renk ve materyal seçimi yapılması önemlidir. Bu konuda başarılı olabilmek için ışığın yapısı, gözün ışığı nasıl algıladığı, beynin nasıl renk olarak yorumladığı ve ışık ve renk ile ilgili temel bilgilerin tam olarak anlaşılması gerekmektedir [110].

2.4.1. Işık ve renk

Işık, dalga boylarından oluşan elektromanyetik radyasyondur ve kırıldığında bir spektrum oluşur. Bu elektromanyetik spektrumun bir ucunda gama ışınları diğer ucunda ise radyo dalgaları bulunur. Spektrumun ortalarında mor ötesi ve kızıl ötesi dalga boyları arasında ise görünür ışık yer alır. İnsan gözü 400 (mor)- 700 (koyu kırmızı) nm dalga boyları arasındaki ışığa duyarlıdır. Buna görünür ışığın spektrumu denmektedir [36]. Işık spektrumundaki 3 temel renk kırmızı, yeşil ve mavi-menekşe iken opak (ışık geçirmez) pigmentlerin temel renkleri kırmızı, sarı ve mavidir [111].

Bir ışık huzmesinde bulunan dalga boylarının birleşmesi onun renk adını alan özelliğini belirler. Renk, görünür ışığın çeşitli dalga boylarının absorpsiyonu ve yansmasıyla algılanır. Örneğin siyah bir cisim görünür ışığın bütün dalga boylarını absorbe ederken beyaz bir cisim görünür ışığın bütün dalga boylarını yansıtır. Yeşil bir cisim ise sarı, kırmızı,

mavi, çivit ve mor dalga boylarını absorbe ederken yeşili yansıtır ve böylece yeşil renkte görülür [1].

Renk algılamasını etkileyen faktörler; ışık kaynağı, cismin görünümü ve gözlemci olarak sınıflandırılır. Cismin görünümü arka planın spektral bileşimine bağlı olarak değişebilir veya yansıyan ışığın farklılıklarına rağmen aynı kalabilir. Cisimden gelen spektral yansıma ya da iletim o cismin rengini belirler [109].

2.4.2. Diş hekimliğinde kullanılan renk sistemleri

Objenin renk parametrelerini tanımlamak amacıyla çeşitli renk sistemleri kullanılır. Bir kütlenin fiziksel şeklini uzunluk, genişlik, derinlik olarak tarif edebildiğimiz gibi renk de kullanılan renk sistemine göre çeşitli şekillerde tanımlanabilir.

Diş hekimliğinde kullanılan renk sistemleri [112]:

- Munsell renk sistemi (1905)
- CIE renk sistemi (1931)
- CIE Lab renk sistemi (1976)

Munsell Renk Sistemi

1905 yılında Albert Munsell tarafından geliştirilen Munsell renk sistemi tutarlılık, esneklik, kullanım kolaylığı gibi nedenlerle diş hekimliğinde tercih edilen ve dünya çapında kabul edilen bir sistemdir [113]. Bu sistemde renkler hue, chroma ve value terimleri ile sayısal olarak açıklanır.

Hue (renk tonu): Rengin tonu, çeşidi ve karakteridir. Rengi tanıtan, diğer renklerden ayrılmasını sağlayan kırmızı, sarı olarak ifade edilen özelliğidir. Aynı zamanda algılanan ışığın dalga boyu ile ilgilidir [1, 111].

Value (parlaklık/renk değeri): Rengin açıklık veya koyuluk değeridir. Siyah beyazlığın bir derecesidir. Cismin parlaklığını belirtir. Parlaklık, bir cisimden geri dönen ışığın miktarıdır. Açık bir rengi koyu bir renkten ayıran özelliğidir. Düşük value değeri koyu renkleri, yüksek

value değeri ise daha açık, parlak renkleri ifade eder. Aynı zamanda renk tonundaki (hue) beyaz ve gri oranını gösterir [1, 111].

Chroma (renk yoğunluğu, şiddeti): Renk tonunun renk içindeki miktarıdır. Rengin doygunluk derecesini gösterir. Renk çeşidi (hue) aynıdır, ancak miktarı farklıdır. Ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu ifade eder. Kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayıran özelliktir. Yoğunlukla parlaklık ters orantılıdır. Yoğunluk arttığı zaman parlaklık azalır [1, 111].

Munsell rengin üç boyutunu düzensiz bir küre olarak göstermiştir. Kürenin dikey eksenini renk değeri (parlaklık) (value) boyutudur ve 10 basamağa bölünmüştür. 0. basamak en koyu (siyah) iken 10. basamak beyazı, 5. basamak nötral griyi ifade eder. Hue boyutu merkez eksen çevresinde sıralanmış 10 renk ile belirtilir. Chroma merkezden dışa doğru uzanır. Renkler periferde en safken merkezdeki akromatik value eksenine yaklaştıkça soluklaşır. Bütün renk tonları eşit parlaklığa sahip olmadığı için Munsell küresi simetrik değildir [113].

CIE Sistemi

1931 yılında Comission International de L'eclairage (CIE, International Comission on Illumination) tarafından geliştirilmiş bir sistemdir. Standart bir ışık kaynağı altında rengin insan gözünde oluşturduğu spektral cevabın standart bir gözlemci tarafından tanımlanması ve koordinat değerlerinin ortaya koyulmasına dayanmaktadır. CIE sisteminde X kırmızı, Y yeşil, Z mavi olmak üzere üç renk esastır ve tristimulus koordinatı olarak ifade edilirler. Bu tanımlamaya göre renk, başlıca üç rengin (kırmızı, yeşil, mavi) çeşitli miktarlarda karışımı ile elde edilir [112].

$$x = X/(X+Y+Z) \text{ veya } x = \text{kırmızı}/(\text{kırmızı}+\text{yeşil}+\text{mavi})$$

$$y = Y/(X+Y+Z) \text{ veya } y = \text{yeşil}/(\text{kırmızı}+\text{yeşil}+\text{mavi})$$

$$(x+y+z)=1$$

$$z = 1-(x+y) \text{ dir.}$$

CIE Lab Sistemi

CIE tarafından 1976'da tanımlanan bu sistem renk algısının insan gözündeki 3 ayrı renk reseptörüne (kırmızı, yeşil, mavi) bağlı olduğu teorisini destekler. Bu sisteme göre rengin 3 farklı boyutu bulunmaktadır ve tüm renkler 3 farklı eksenin kesişerek merkezini oluşturduğu bir küre içinde yer alır [36]. CIE Lab sistemi klinik olarak yorumlanabilir ve renk farklılıklarını tanımlamaya olanak sağlar.

Munsell sistemindeki parlaklık, ton ve yoğunluk CIE Lab sisteminde L^* , a^* ve b^* ile gösterilir.

L^* : Dikey eksen. (Parlaklık, lightness.) Cismin beyaz ve siyah arasındaki parlaklık, açıklık koordinatlarıdır. 0 ile 100 arasında değerlendirilir. 0 siyahı, 100 beyazı gösterir [109, 113].

a^* : Yatay eksen. Cismin kırmızı (+) ve yeşil (-) arasındaki chroma (yoğunluk) koordinatlarıdır. a^* pozitifse kırmızılığı, negatif ise yeşilliği temsil eder [109, 113].

b^* : Yatay eksen. Sarı- mavi ekseninde chromayı temsil eder. b^* eksenini pozitif değerler için sarılığı, negatif değerler için maviliği temsil eder. a^* ve b^* koordinatları nötral renkler için 0'a yaklaşırken, daha doygun ve yoğun renklerde değerleri artar [109, 113].

Bu üç koordinatın kesişim yeri o rengin değerini verir. Bu sistemin en önemli avantajı renk farklılıklarını birim olarak ifade edebilmesidir. Renk değişiminin büyüklüğü ΔE ile ifade edilir [110].

$$\Delta E_{ab} = [(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2]^{1/2}$$

ΔE değerleri için insan gözünün algılayabildiği ve klinik olarak kabul edilebilir değerleri tespit edebilmek, bireysel farklılıklar nedeniyle oldukça güçtür [110]. Bu konuda günümüze kadar birçok çalışma yapılmış ve kesin bir değer tespit edilememiştir. Johnston ve Kao 1989 'da translusensi ve diğer faktörleri hesaba katmadan bu değeri 3.7 olarak bulmuş, 3.7 nin üzerindeki ΔE değerlerinin klinik olarak kabul edilemeyeceği belirtmiştir [114]. Uzun yıllar bu değer referans olarak kabul edilmiştir. Daha sonra tek bir değere odaklanmanın hatalı olacağı belirtilerek "insan gözünün ayırt edebileceği" ve "klinik olarak

kabul edilebilir” olmak üzere iki değer belirlenmesinin uygun olacağına karar verilmiştir. Daha sonra ΔE değeri için 3 farklı değer önerilmiştir;

$\Delta E < 1$ insan gözü tarafından tespit edilemez

$1 < \Delta E < 3.3$ operatörler tarafından fark edilir ancak klinik olarak kabul edilebilir bir değerdir.

$3.3 < \Delta E$ hastalar tarafından dahi fark edilebilir, klinik olarak kabul edilemez [110].

Ishikowa- Nagai ve diğerleri, tam seramik restorasyonlar için insan gözü tarafından kabul edilebilecek eşik değerini 1.6 olarak göstermiştir [115].

Renk değişiminin büyüklüğünü ifade edebilmek için 2004 yılında CIE tarafından ΔE_{00} formülü geliştirilmiştir.

$$\Delta E_{00} = \{ [\Delta L' / (k_L S_L)]^2 + [\Delta C' / (k_C S_C)]^2 + [\Delta H' / (k_H S_H)]^2 + R_T [\Delta C' / (k_C S_C)] \times [\Delta H' / (k_H S_H)] \}^{1/2}$$

Bu yeni formül, görsel olarak algılanan farklılıklar ile hesaplanan farklılıklar arasında korelasyon sağlamaktadır. Bu gelişmiş formülün yararlarına rağmen karmaşık oluşu ve önceki çalışmalarla karşılaştırma yapmanın zor olması nedeniyle birçok çalışmada hala ΔE_{ab} kullanılmaktadır [116].

2.4.3. Işık ve renk terimleri

Metamerizm

Belirli bir ışık kaynağı altında aynı renkte gibi görünen cisimler, başka bir ışık kaynağı altında farklı renklerde görülebilirler bu olaya metamerizm denir. Bu durum renk seçiminde oldukça önemlidir. Metamerizm problemini önlemek için restorasyon rengi seçimi farklı ışık kaynaklarında kontrol edilerek onaylanmalıdır [36].

Floresans

Floresans, bir materyalin yüksek enerjili ışığa tutulması sonucu ışığın materyal tarafından emilmesi ve uzun bir dalga boyunda yayılmasıdır. Doğal dişler organik madde içermesi nedeniyle floresans özellik gösterir ve bu durum dişin canlı görünümüne ve parlaklığına

belli bir katkı sağlamaktadır [111]. Bu nedenle dental seramik ve kompozitlerin içersine bir miktar floresans özelliğe sahip tozlar eklenir.

Opasite

Opasite, bir materyalin ışığın geçişini engelleme özelliğidir. Opak bir materyal, ışığın bir kısmını absorbe ederken bir kısmını yansıtmaktadır, ışığın geçişine izin vermez [36].

Translusensi

Doğal görünümlü bir restorasyon elde edebilmek için translusensi en önemli faktörlerden biridir. Materyalin ışığın bir kısmını geçirmesi ancak bir kısmını da yayması, dağıtması anlamına gelir. Translusensi, transparan ve opak arasında bir derece olarak da tanımlanabilir. Parlaklığın üç boyutlu temsilidir [56].

Optimal estetiğin sağlanmasında doğal dişlerin translusensi özelliklerine benzer materyallerin kullanılması önemlidir [117, 118]. Metal destekli restorasyonlarda metalin ışık geçirgenliğinin olmaması restorasyonların cansız, opak görünümüne neden olur.

Translusensi, kontrast oranı (KO) ve translusensi parametresi (TP) ile ölçülmektedir [67]. Kontrast oranı (KO), translusensi karşılaştırmalarında en fazla kullanılan yöntemdir. Materyelden siyah zemin üzerindeyken yansıyan ışık miktarının (Y_s), beyaz zemin üzerindeyken yansıyan ışık miktarına (Y_b) oranıdır. Transparan materyaller için 0'a, opak materyaller için 1'e yaklaşır [56, 119].

Translusensi miktarı ışık saçılımı ile yakından ilişkilidir. Işığın materyal içinden geçmesi, absorpsiyonu ve geri yansıması materyalin kimyasal yapısına, içerdiği partiküllerin büyüklüğüne, matriksteki kristalin miktarına bağlıdır [120, 121].

Materyalin kimyasal yapısı ışık saçılımını etkiler bu nedenle renkleri aynı ancak kimyasal özellikleri farklı iki materyalin translusensi özellikleri de farklı olmaktadır [122, 123].

Materyalin partikül boyutları küçüldükçe opasite azalır [124].

Dental seramiklerin kalınlığı ve fırınlama sayısı da translusentliği etkileyen faktörlerdir [120, 125].

Transparanlık

Bir materyalin içinden ışığın tamamen geçmesi özelliğidir ve cisimler materyalin arkasından net olarak görülebilir [36]. Transparanlık, yüksek translusensinin aşırı değeridir [112].

Opalesans

Görünür spektrumdaki ışığın kısa dalga boylarının saçılımı ile oluşan bir optik özelliktir. Materyal, iletilen ışık altında turuncu-kahverengi, yansıyan ışık altında mavimsi görünür [112]. Opalesans özellik dişe derinlik kazandırır. Mine, dentinden daha opalesanstır. Doğal dişe benzer yüksek estetik özellik gösteren restorasyonlar üretebilmek için opalesans özelliği olan ürünler kullanılmalıdır [36].

2.5. Doğal Dişlerin Optik Özellikleri

Estetik restorasyonlar yapabilmek için dental dokuların optik özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir.

Yeni sürmüş dişlerde mine tabakasında daha fazla organik komponent bulunması, daha az mineralize olması ve mine kristalleri arasında fazla mesafe olması nedeniyle mine tabakası opaktır, ışığı yansıtma eğilimindedir. Zamanla mine tabakası aşınarak incelir, opak görüntü azalır ve dentin daha belirgin hale gelir [111].

Diş renginin belirlenmesinde dentinin önemli etkisi vardır. Doğal dişlerin renk tonu sarı, sarı-turuncudur. Yaşlı dentin veya sklerotik dentin daha koyudur yani yoğunluğu yüksek, renk değeri düşüktür. Dentini örten mine tabakasının incelmesi nedeniyle yaşlı dişler daha kırmızı görünür [126, 127].

Minenin doğal kalınlığı kole bölgesinde en az, kesici kenarda en fazladır. Bu nedenle yoğunluk, (chroma) kolede en fazlayken, kesici kenara doğru azalmaktadır [111, 126].

Dişlerde en az parlaklık kole bölgesinde daha sonra kesici kenardadır. Parlaklığın en fazla olduğu bölge dişin orta üçlüsüdür [111, 127]. Translusensinin en fazla olduğu dişler yan kesici dişlerdir. Mine tabakası dentine göre daha translusent olduğu için opak dentin tabakasının bulunmadığı mamelonlar ve interproksimal kontakt alanları daha fazla translusensi gösterir. Kanin dişlerin translusensisi düşüktür [111].

Ağızdaki tüm doğal dişlerin ana rengi ve yoğunlukları aynı değildir. Estetik bir restorasyon yapımı amaçlanıyorsa bu durum dikkate alınmalıdır.

2.6. Renk Analizi

Renk analizi; görsel renk analizi ve renk ölçüm cihazlarıyla yapılan renk analizi olmak üzere iki şekilde gerçekleşmektedir [109].

2.6.1. Görsel renk analizi

Bir nesnenin renginin, renk standartları ile karşılaştırılmasıdır. Kinikte en çok görsel teknik kullanılır ancak bu şekilde renk seçimi subjektif olduğu için her zaman tutarlı sonuçlar almak mümkün olmamaktadır. Diş hekimleri arasında farklılıklar olduğu gibi aynı hekimin farklı zamanlarda renk algılamasında farklılıklar da görülebilir [1, 128].

Munsell renk sistemine göre yapılan değerlendirme; belli sayıda kişinin görme duyusu kullanılarak yapılır. Value değeri beyaz (10) ile siyah (0) arasında, chroma akromatik veya gri (0) ile yüksek oranda doymuş renk (18) arasında, hue değeri ise standart skala yardımıyla temel 10 çeşit renk içinden seçilerek yapılır. Bu 10 çeşit renk; kırmızı R, sarı-kırmızı YR, sarı Y, yeşil G, yeşil-sarı GY, mavi B, mavi-yeşil BG, mor-mavi PB, mor P, kırmızı-mor RP. Örneğin yapışık dişeti rengi bir hastada 5R 6/4 olarak ölçülmüş ise; 5R hue, 6 value ve 4 chroma değerini ifade eder [36].

Renk skalaları kullanılarak yapılan değerlendirme; diş hekimliğinde renk seçimi pratikte renk skalaları yardımıyla yapılır. Doğal dişlerin rengini belirlemekte kullanılan renk skalaları, restorasyonların doğal dişlerle aynı renk ve estetikte olmasını sağlamaktadır. Standart aydınlatma koşulları altında dahi objektif bir yöntem değildir [128].

İlk piyasaya sürülen renk skalası Vitapan Classical renk skalasıdır. Renk tonuna (hue) göre A'dan D'ye 4 gruptan oluşan (A-D) 16 şeritten meydana gelir. Parlaklık ve doygunluk numaralarla belirlenir numaralar arttıkça parlaklık azalır ve doygunluk artar [129].

Ivoclar- Vivadent Chromoscop da benzer şekilde renk tonunu temel alan bir skaladır.

CIE Lab sistemini temel alan ilk skala Vitapan 3D master skalasıdır. Parlaklık, kroma ve ton bu skalada eşit olarak yer alır. Bu skala, 0 ile 5 arası ikili veya üçlü gruplardan oluşan 29 şeritten meydana gelir. Bu numaralar parlaklığı temsil eder. Bu skalada renk seçimi yapılırken önce parlaklık seçilir çünkü gözün ilk algıladığı parametre budur. Renk tonu kodlaması için M, R ve L harfleri kullanılmaktadır. L daha sarı, R kırmızı ve M her ikisinin ortası renk tonları için kullanılır. Kodlamada harften sonra gelen rakam ise yoğunluğu belirtmektedir [112, 130].

Görsel renk analizi;

- Işık farklılıkları(aydınlatma koşulları)
- Deneyim
- Cinsiyet
- Hastanın kıyafeti ve makyajı
- Renk seçimi yapılacak odanın rengi
- Dişin yüzey özellikleri
- Yaş ve gözdeki yorgunluk
- Renk körlüğü gibi görme kusurları gibi birçok faktörden etkilenmektedir [110, 111, 131].

Tüm bu sınırlamalara rağmen insan gözü iki cismin rengindeki çok küçük farklılıkları dahi tespit edebilecek yeterliliktedir [132, 133].

2.6.2. Renk ölçüm cihazlarıyla yapılan renk analizi

Eskiden endüstride kullanılan renk ölçüm cihazları günümüzde geliştirilmiş olup diş hekimliğinde de kullanılmaktadır. 4 tip renk ölçüm cihazı bulunmaktadır:

- Kolorimetreler
- Spektrofotometreler
- Spektroradyometreler
- Dijital kameralar

Kolorimetreler, ışığın dalga boyu ve yoğunluğuna göre renk ölçümü yapan cihazlardır. İnsan gözünü taklit eden renk filtrelerine sahiptir. Bu cihazlar CIE Lab ve x, y, z değerlerinde ölçüm verirler. Bu değerler matematiksel olarak analiz edilir ve farklı objelerin renk parametreleriyle karşılaştırılabilir [110].

Yalnızca düz yüzeylerde ölçüm yapabilmeleri kolorimetrelerin dezavantajlarıken, kullanım kolaylığı ve diğer renk analiz cihazlarına göre ekonomik olmaları avantajlarıdır [134-136].

Shade Eye-Ex Dental Chromameter (ShofuInc, Kyoto, Japonya), X-Rite Shade Vision (X Rite, Neu-Isenburg, Almanya), Minolta Chromascop (Minolta CR-321, Osaka, Japonya) ve Shade Scan (CynovadInc., Montreal, Kanada) klinikte kullanılan bazı kolorimetre cihazlarıdır.

Spektrofotometreler, görülebilir spektrum üzerindeki dalga boyu aralığındaki ışık yansımalarını ölçerler. Spektral yansıtma fonksiyonları ile cismin optik parametreleri saptanmaktadır. Objektiftir, tutarlı sonuçlar verir ancak pahalıdır ve klinik kullanımı pratik değildir [109, 110].

Spektroradyometreler, parlaklık ve ışıyım gibi radyometrik niceliklerin ölçümünde kullanılır. Rengin tüm biçimlerinin ölçülmesinde kullanılabilir. Cihazın avantajı ölçüm sonuçlarının gerçek görüş koşullarına uyum göstermesidir [112].

Dijital kameralar kullanılarak renk belirleme giderek yaygınlaşan bir yöntemdir. Avantajı materyalin tek bir noktasının değil tümünün renginin belirlenebilmesidir [112].

Görsel analiz ile teknoloji ürünü renk seçim sistemleri kullanılarak yapılan analizlerin karşılaştırıldığı birçok araştırma mevcuttur. Renk analiz cihazlarıyla yapılan

değerlendirmeler görsel analize göre objektif, tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar vermektedir [136, 137].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Farklı tam seramik sistemlerin translusensi özelliklerinin incelendiği araştırma Gazi Üniversitesi ve Ankara Üniversitesi araştırma laboratuvarlarında yapılmıştır. Tam seramik alt yapıları üzerine dentin porseleni ve glaze işlemi uygulanmıştır. Çalışmada alt yapı materyalleri olarak lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (CS) (IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)), zirkonya ve alümina ile güçlendirilmiş tam seramik (AZ) (In-Ceram Zirconia (VITA, Bad Säckingen, Almanya)) ve itriyumla stabilize monolitik zirkonya (MZ) (Prettau Zirconia (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya)) sistemleri kullanılmıştır (Çizelge 3.1). Tüm örnekler Vitapan Classical (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) renk skalasındaki A2 renginde elde edilmiştir. Çalışmada kontrol grubu olarak metal destekli seramik restorasyon (Wiron 99 (Bego, Bremen, Almanya)) kullanılmıştır.

Çizelge 3.1. Araştırmada kullanılan alt yapı materyalleri

Materyal	Üretici Firma
IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
In-Ceram Zirconia	VITA, Bad Säckingen, Almanya
Prettau Zirconia	Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya
Wiron 99	Bego, Bremen, Almanya

Standardizasyon sağlamak için 1 mm kalınlığında ve 10 mm çapında grupların her birinden 12'ser adet olmak üzere toplam 48 adet disk şeklinde örnek hazırlanmıştır. Alt yapı örneklerine A2 renkte ve her sistem için uygun porselen ile veneerleme ve glaze işlemi yapılmıştır.

Örneklerin translusensi ölçümleri Minolta Chromascop kolorimetre cihazı (Minolta CR-321) (Minolta, Osaka, Japonya) ile yapılmıştır. Minolta CR-321 (Minolta, Osaka, Japonya), ölçümleri Yxy, L*a*b*, LCH, veya XYZ tristimulus şeklinde verebilen bir tristimulus kolorimetre cihazıdır. Yüzeylerin yansıyan renklerini, kompakt tristimulus renk analizleri

ile ölçmektedir. Ölçüm alanı 3mm'dir. Ölçüm yüzeyini aydınlatan atımlı xenon ark lamba içermektedir.

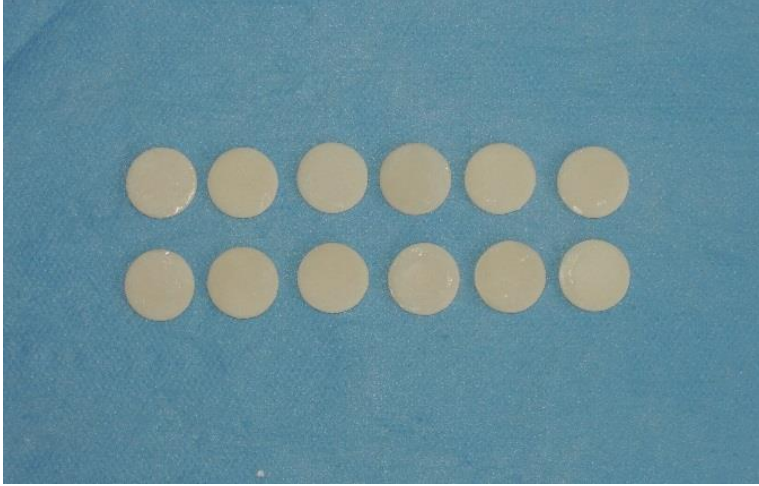
Alt yapı örneklerinin kontrast oranları ölçülmüş, ölçümler veneerleme ve glaze işlemlerinden sonra tekrarlanmıştır.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

3.1.1. Alt yapı örneklerin hazırlanması

IPS e.max Press Örneklerin (CS) Hazırlanması

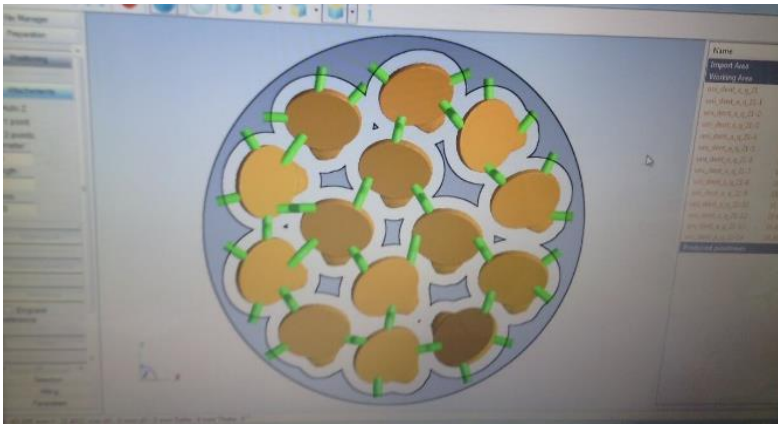
Çalışmamızda kullanılacak IPS e.max alt yapı örneklerinin hazırlanması için IPS Empress özel mumu (Elastiwax, Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak 10 mm çapında, 1 mm kalınlığında disk şeklinde mum örnekler elde edilmiştir. Örnekler üretici talimatlarına uygun olarak tijlenerek sisteme ait özel silikon manşetlere (IPS Silicone Ring, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirilmiştir. Revetman tozu ve likidi (IPS Press Vest Speed Investment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretici firma talimatlarına uygun olarak karıştırılıp manşete dökülmüş, sertleşmesi için 45 dakika beklenmiştir. Mum atım işleminden sonra manşetin içine Vitapan Classical renk skalası A2 rengine uygun, orta derecede opasiteye sahip (MO) ingotlar (IPS e.max Press Ingots, MO, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirilmiştir. Presleme fırınında (Ivoclar EP 600 Combi, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 920 °C'de 25 dakika süreyle presleme yapılmıştır. Elde edilen IPS e.max alt yapı örnekler öncelikle 4 bar basınç altında 110 µ boyutundaki Al₂O₃ tozu ve ardından 2 bar basınç altında 50 µ'luk Al₂O₃ ile kumlanarak temizlenmiştir. Örneklerin kalınlıkları dijital kumpasla ile kontrol edilmiştir.



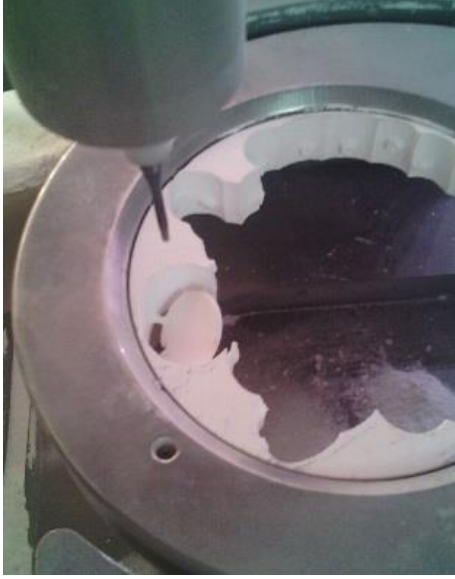
Resim 3.1. CS grubu (IPS e.max Press) alt yapı örnekleri

In-Ceram Zirconia (AZ) Örneklerin Hazırlanması:

In-Ceram Zirconia alt yapı örneklerin elde edilmesinde 10 mm çapında ve 1 mm kalınlığında disk şeklinde mum örnek kullanılmış, DW- 3- 140 Dental Wings Laser (Dental - Wings Inc., Montreal QC, Kanada) tarayıcı ile taranarak In-Ceram Zirconia bloklardan (VITA In-Ceram Zirconia for in Lab, VITA, Bad Säckingen, Almanya) Yenadent D30 (Yenadent, İstanbul, Türkiye) aşındırma ünitesi ile elde edilmiştir. Örnekler Vitapan Classical skalasında A2 rengine denk gelecek şekilde renklendirme sıvısında (Coloring Liquid for VITA In-Ceram Zirconia, VITA, Bad Säckingen, Almanya) bekletilerek renklendirilmiş, ardından sinterleme işlemi yapılmıştır. Örneklerin kalınlıkları dijital kumpasla (Alpha-tools, Mannheim, Almanya) ölçülmüştür.



Resim 3.2. AZ grubu örneklerinin tasarlanması



Resim 3.3. AZ grubu örneklerinin aşındırılması

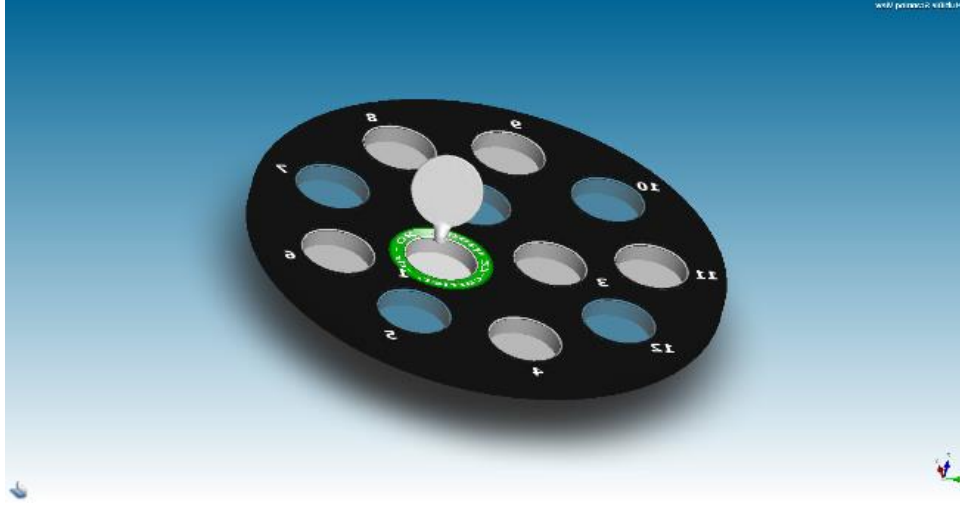


Resim 3.4. AZ grubu (In-Ceram Zirconia) alt yapı örnekleri

Prettau Zirconia (MZ) örneklerin hazırlanması

Prettau monolitik zirkonya örnekler, DW- 3- 140 Dental Wings Laser (Dental - Wings Inc., Montreal QC, Kanada) tarayıcı ve Yenadent D30 (Yenadent, İstanbul, Türkiye) aşındırma ünitesi ile Prettau Zirconia bloklardan (Prettau Zirconia CAD-CAM 95H14, Zirkonzahn, İtalya) 10 mm çapında ve 1mm kalınlıkta disk şeklinde üretilmişlerdir. Sinterleme işleminden önce Vitapan Classical renk skalasında A2 rengine denk olacak şekilde örnekler

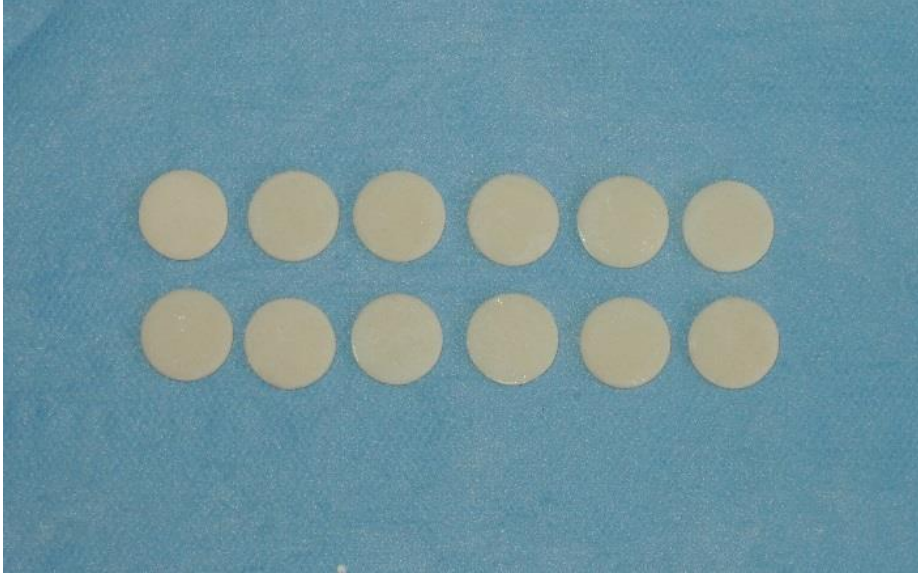
renklendirme sıvısıyla (Prettau Color Liquid; Zirkonzahn GmbH) boyanmıştır. 1600 °C’de uygulanan sinterleme işleminden sonra kalınlıkları dijital kumpasla ölçülmüş, herhangi bir yüzey işlemi yapılmamıştır.



Resim 3.5. MZ grubu alt yapı örneklerin tasarlanması



Resim 3.6. MZ grubu alt yapı örneklerin aşındırılması



Resim 3.7. MZ grubu alt yapı örnekleri

Metal Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kontrol grubu olan metal destekli örneklerin hazırlanmasında 10 mm çapında ve 1 mm kalınlığında disk şeklinde mum örnekler kullanılmıştır. Örneklerin dökümleri Wiron 99 (Bego, Bremen, Almanya) Ni-Cr alaşımı ile yapılmış, tijleri kesilip tesviye işlemi uygulanmıştır.



Resim 3.8. Metal alt yapı örnekleri

3.1.2. Alt yapı örneklerine veneer porseleni uygulaması

Alt yapı porselenleri, her marka için üretici firma tarafından önerilen veneer porseleni kullanılarak tabakalama tekniği ile Vitapan Classical renk skalasında A2 rengine olacak şekilde veneerlenmiştir. Standardizasyonu sağlamak için 1,5 mm kalınlığında 10 mm çapında silikon kalıplar hazırlanmıştır böylece her örnekte 0,5 mm kalınlığında veneer porseleni tabakası olması sağlanmıştır. Metal alt yapı örneklerine metalin rengini maskelemek için A2 renkte opak tabakası uygulanmıştır. Porselenler üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda vakumlu porselen fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırınlanmıştır. Kalınlıklar dijital kumpasla ölçülmüş, aşındırma işlemleri uygulanarak son kalınlığın 1,5 mm olması sağlanmıştır.

Alt yapı örneklerine uygulanan veneer porselenleri ve üretici firmaları Çizelge 3.2.'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.2. Uygulanan veneer porselenleri ve üretici firmaları

Alt Yapı Materyali	Veneer Porseleni	Üretici Firma
IPS e.max Press	IPS e.max Ceram	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
In-Ceram Zirkonya	Vita VM 9	VITA, BadSäckingen, Almanya
Prettau Zirkonya	Ceramic Dynamik Dentin	Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya
Ni-Cr Alaşımı	Vita Omega 900	VITA, BadSäckingen, Germany

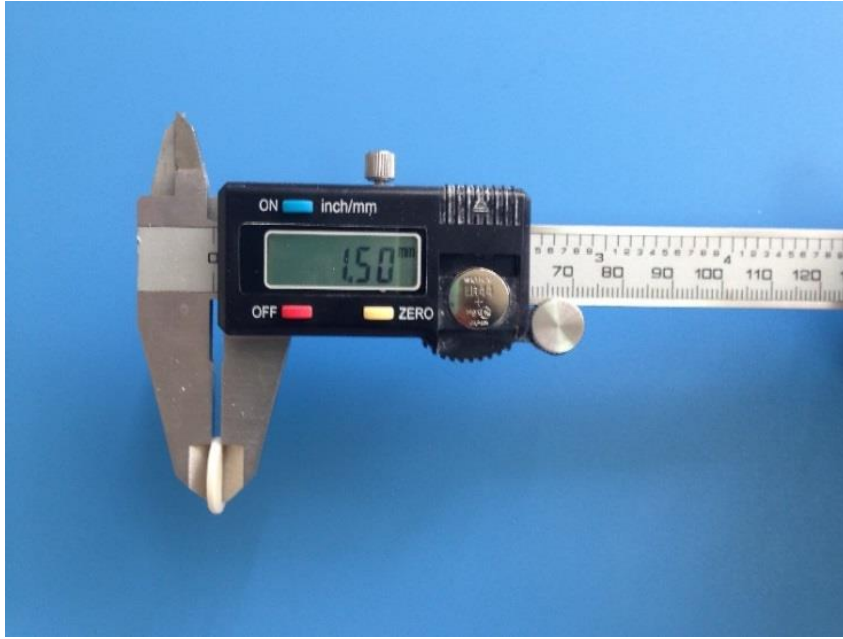
3.1.3. Veneer seramiği uygulanmış örnekler glaze işlemi uygulanması

Veneer seramiği uygulanmış örnekler her marka için üretici firmanın önerdiği şekilde glaze işlemine tabi tutulmuştur.

Çalışmada örnekler üzerine uygulanan glaze materyalleri ve üretici firmaları Çizelge 3.3'te gösterilmektedir.

Çizelge 3.3. Uygulanan glaze materyalleri ve üretici firmaları

Alt Yapı Materyali	Glaze Tozu	Üretici Firma
IPS e.max Press	IPS e.max Ceram Glaze Paste	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
In-Ceram Zirkonya	Akzent Glaze	VITA, Bad Säckingen, Almanya
Prettau Zirkonya	Glaze Material Glaze Plus	Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya
Ni-Cr Alaşımı	Akzent Glaze	VITA, Bad Säckingen, Almanya



Resim 3.9. Örneklerin kalınlıklarının dijital kumpasla kontrol edilmesi.

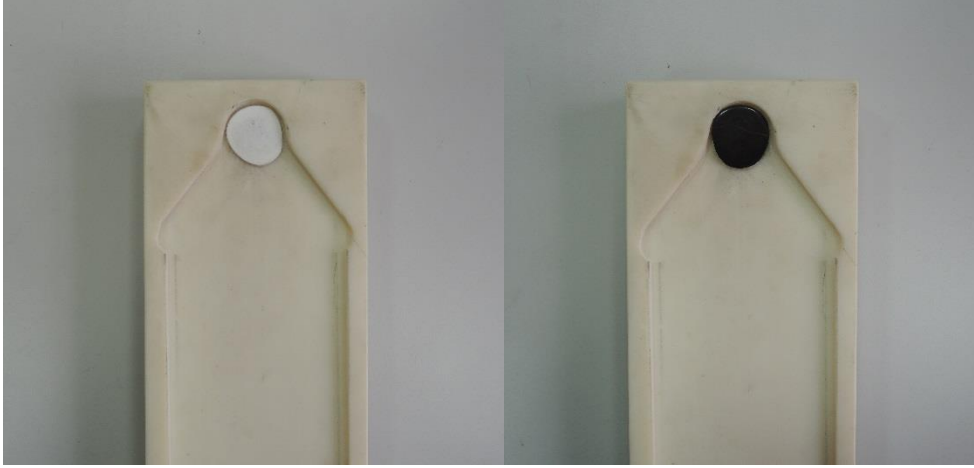
3.2. Translusensi Ölçümlerinin Yapılması

Translusensi ölçümleri, çevre koşullarının standardize edilmesi ve ortamdaki ışığın ölçümlerde hataya yol açmaması amacıyla içi nötral gri renkte, üst tarafında gün ışığını taklit eden floresan lamba (Activa 172 Sylvania, Almanya) bulunan, CIE D65 standart aydınlatmasına uygun bir renk ölçüm kutusunun içinde gerçekleştirilmiştir. Tüm ölçümler aynı kişi tarafından yapılmıştır.

Çalışmada Minolta CR-321 kolorimetre cihazı (Minolta, Osaka, Japonya) kullanılmış, ölçümlerden önce cihazın CIE Yxy değerleri için kalibrasyonu sağlanmıştır ($Y = 83,1$, $x =$

3162, $y = 3326$). Kalibrasyon işlemi, her grubun ölçümlerinden önce kalibrasyon plağı kullanılarak yapılmıştır.

Translusensi değerleri, siyah zemin üzerindeki objeden gelen yansımanın, beyaz zemin üzerindeki yansımayla oranı (kontrast oranı) ile ölçülmüştür.



Resim 3.10. Beyaz ve siyah zemin



Resim 3.11. Ölçüm düzeneği

3.2.1. Alt yapı örneklerinin translusensi ölçümlerinin yapılması

Her bir alt yapı örneği için siyah ve beyaz zeminler üzerinde üçer kez olmak üzere translusensi ölçümleri yapılmış, bu değerlerin ortalaması alınmıştır. Her bir örnek için kontrast oranı($KO = Y_s/Y_b$) belirlenip kaydedilmiştir.

3.2.2. Veneerlenmiş örneklerin translusensi ölçümlerinin yapılması

Deneylerin bu ilk aşamasından sonra alt yapı örneklere her materyal için klinikte kullanılan, uygun porselen materyalleri ile veneerleme işlemi yapılmış, son kalınlıkları 1,5 mm olan örneklerin kolorimetre ile translusensi ölçümleri tekrarlanmıştır. Her örnekten üçer kez ölçüm yapılmış ve elde edilen Y_s ve Y_b değerlerinin ortalamaları alınmış, KO hesaplanıp kaydedilmiştir.

3.2.3. Glaze işlemi uygulanmış örneklerin translusensi ölçümlerinin yapılması

Glaze işlemi uygulanmış örneklerin translusensi ölçümleri aynı ortamda aynı şekilde gerçekleştirilmiştir. Ölçümler alt yapı ve veneer uygulanmış örneklerde olduğu gibi siyah ve beyaz zeminler üzerinde üçer kez tekrar edilmiş, ortalama değerler saptanıp kontrast oranları belirlenmiştir.

3.3. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 20 paket programı ile analiz edilmiştir. Verilere ilişkin değerlendirmeler non-parametrik testlerden Kruskal-Wallis H test ve Wilcoxon işaret testi ile analiz edilmiştir. Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup, $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı farklılığın olmadığı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Tam seramik sistemlerin translüsensi özelliklerinin karşılaştırılmalı olarak incelendiği çalışmada 4 grup bulunmaktadır;

1. Grup: Metal alt yapılı seramik örnekler (kontrol grubu) (M)
2. Grup: Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik alt yapılı örnekler (IPS e.max Press) (CS)
3. Grup: Alumina içerikli zirkonya alt yapılı örnekler (In-Ceram Zirconia) (AZ)
4. Grup: Monolitik zirkonya alt yapılı örnekler (Prettau Zirconia) (MZ)

Her grubun içinde 12 adet örnek vardır (n=12).

Bu 4 grup içerisinde her grupta alt yapı, veneer porseleni ve glaze işlemlerinden sonra translüsensi ölçümleri yapılmış, grupların işlemler sonrası translüsensi değerleri karşılaştırılmıştır.

Araştırmada translüsensi değerleri her örnek için “kontrast oranı” hesaplanarak belirlenmiştir. Kontrast oranı 1’e yaklaştıkça materyalin translüsentliği azalır (opaklaşır), 0’a yaklaştıkça artar.

Araştırma kapsamına alınan farklı materyallerin alt yapı, veneer porseleni ve glaze olmak üzere üç aşamada yapılan ölçümlerine ait kontrast oranları Çizelge 4.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Örneklerin kontrast oranı değerleri

GRUP	GRUP NO	ÖRNEK NO	ALT YAPI	PORSELEN	GLAZE
KONTROL GRUBU (METAL) (M)	1	1	1	1	1
		2	1	1	1
		3	1	1	1
		4	1	1	1
		5	1	1	1
		6	1	1	1
		7	1	1	1
		8	1	1	1
		9	1	1	1
		10	1	1	1
		11	1	1	1
		12	1	1	1
LİTYUM DİSİLİKATLA GÜÇLENDİRİLMİŞ CAM SERAMİK (IPS E.max Press) (CS)	2	1	0,835	0,876	0,873
		2	0,832	0,867	0,854
		3	0,805	0,846	0,842
		4	0,828	0,864	0,861
		5	0,885	0,902	0,897
		6	0,799	0,839	0,833
		7	0,824	0,867	0,851
		8	0,84	0,879	0,874
		9	0,857	0,901	0,878
		10	0,847	0,882	0,875
		11	0,871	0,902	0,885
		12	0,851	0,895	0,877
ALÜMİNA VE ZİRKONYA GÜÇLENDİRİLMİŞ TAM SERAMİK (IN- CERAM ZIRCONIA) (AZ)	3	1	0,959	0,979	0,969
		2	0,979	0,999	0,981
		3	0,962	0,979	0,972
		4	0,964	0,981	0,974
		5	0,977	0,99	0,979
		6	0,966	0,985	0,977
		7	0,951	0,962	0,961
		8	0,981	0,999	0,983
		9	0,998	0,999	0,997
		10	0,972	0,988	0,978
		11	0,969	0,985	0,978
		12	0,974	0,989	0,979
MONOLİTİK ZİRKONYA SERAMİK (PRETTAU ZIRCONIA) (MZ)	4	1	0,921	0,971	0,957
		2	0,927	0,971	0,959
		3	0,929	0,973	0,962
		4	0,91	0,965	0,954
		5	0,943	0,997	0,967
		6	0,949	0,999	0,976
		7	0,928	0,971	0,959
		8	0,928	0,972	0,961
		9	0,93	0,975	0,963
		10	0,902	0,962	0,952
		11	0,915	0,966	0,955
		12	0,92	0,967	0,957

4.1. Kontrast Oranı Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması

Elde edilen kontrast oranı bulguları Kruskal Wallis testi ile analiz edilmiştir. Gruplar arası değerlendirme çizelge 4.2 ve şekil 4.1’de gösterilmektedir.

Çizelge 4.2. Kontrast oranı bulgularının gruplar arasında istatistiksel olarak değerlendirilmesi

		Grup						Kruskal-Wallis H testi				
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p	İkili Karşılaştırma	
ALT YAPI	1. KONTROL GRUBU (M) (METAL)	12	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	42,5	44,7	0,0001	1-2 1-3 1-4	2-3 2-4 3-4
	2. LİTYUM DİSİLİKAT CAM SERAMİK (CS) (IPS E.MAX PRESS)	12	0,840	0,838	0,799	0,885	0,025	6,5				
	ALÜMİNA ZİRKONYA (AZ) (IN CERAM ZIRCONIA)	12	0,971	0,971	0,951	0,998	0,012	30,5				
	MONOLİTİK ZİRKONYA (MZ) (PRETTAU ZIRCONIA)	12	0,925	0,928	0,902	0,949	0,013	18,5				
	Total	48	0,941	0,950	0,799	1,167	0,076					
PORSELEN	KONTROL GRUBU (M) (METAL)	12	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	38,5	35,6	0,0001	1-2 1-4	2-3 2-4 3-4
	LİTYUM DİSİLİKAT CAM SERAMİK (CS) (IPS E.MAX PRESS)	12	0,877	0,878	0,839	0,902	0,021	6,5				
	ALÜMİNA ZİRKONYA (AZ) (IN CERAM ZIRCONIA)	12	0,990	0,987	0,962	1,021	0,016	31,2				
	MONOLİTİK ZİRKONYA (MZ) (PRETTAU ZIRCONIA)	12	0,974	0,971	0,962	1,001	0,012	21,79				
	Total	48	0,960	0,979	0,839	1,021	0,051					
GLAZE	KONTROL GRUBU (M) (METAL)	12	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	42,5	43,9	0,0001	1-2 1-3 1-4	2-3 2-4 3-4
	LİTYUM DİSİLİKAT CAM SERAMİK (CS) (IPS E.MAX PRESS)	12	0,867	0,874	0,833	0,897	0,019	6,5				
	ALÜMİNA ZİRKONYA (AZ) (IN CERAM ZIRCONIA)	12	0,977	0,978	0,961	0,997	0,009	29,88				
	MONOLİTİK ZİRKONYA (MZ) (PRETTAU ZIRCONIA)	12	0,960	0,959	0,952	0,976	0,006	19,13				
	Total	48	0,951	0,968	0,833	1,003	0,052					

- Alt yapı kontrast oranı değerleri 4 grup arasında karşılaştırıldığında;

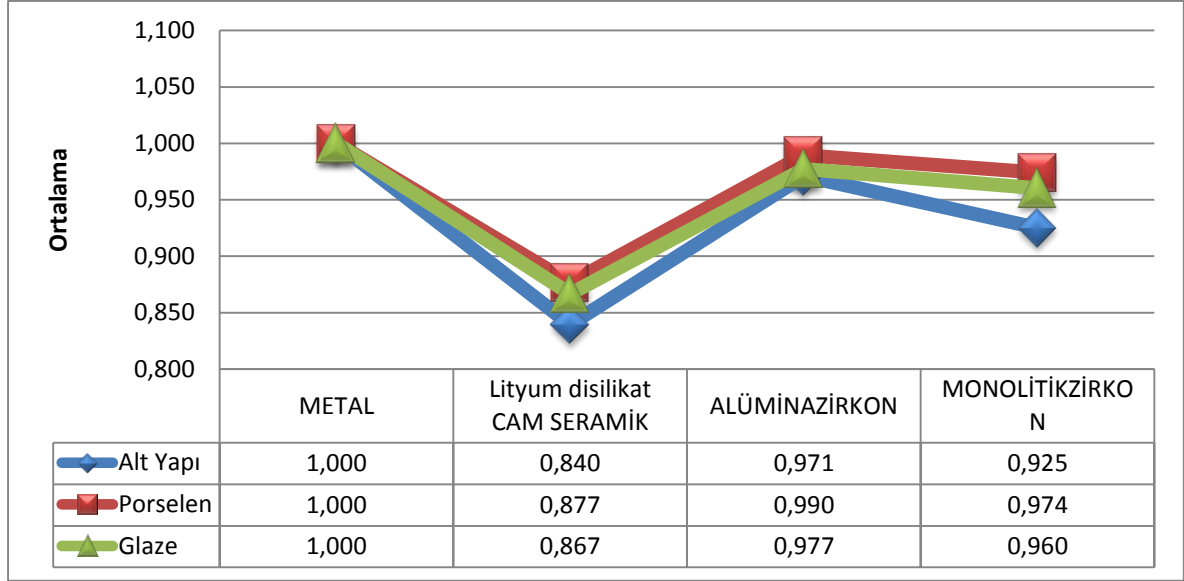
Kontrast oranı değerlerinin kontrol (M) grubunda diğer gruplara göre yüksek olduğu görülürken, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik IPS e.max Press (CS) grubunda, alümina içerikli In-Ceram Zirconia (AZ) ve monolitik Prettau Zirconia (MZ) gruplarına göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir. Ayrıca AZ grubunun alt yapı kontrast oranı değerleri MZ grubundan anlamlı derecede yüksek olarak görülmektedir ($p<0,05$).

- Veneer porseleni kontrast oranı değerleri;

Kontrol grubunda CS ve MZ grubuna göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($p<0,05$). Ancak kontrol grubu ile AZ grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p= 0,029$). CS grubu kontrast oranı değerlerinin AZ ve MZ gruplarından anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir ($p<0,05$). AZ grubunun değerlerinin MZ grubundan anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($p<0,05$).

- Glaze işlemi sonrası kontrast oranı değerleri;

Kontrol grubunda diğer gruplara göre yüksek olarak görülürken, CS grubunda AZ ve MZ gruplarına göre anlamlı derecede düşük olarak görülmektedir. Ayrıca AZ grubunun kontrast oranı değerlerinin MZ grubundan anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($p<0,05$).

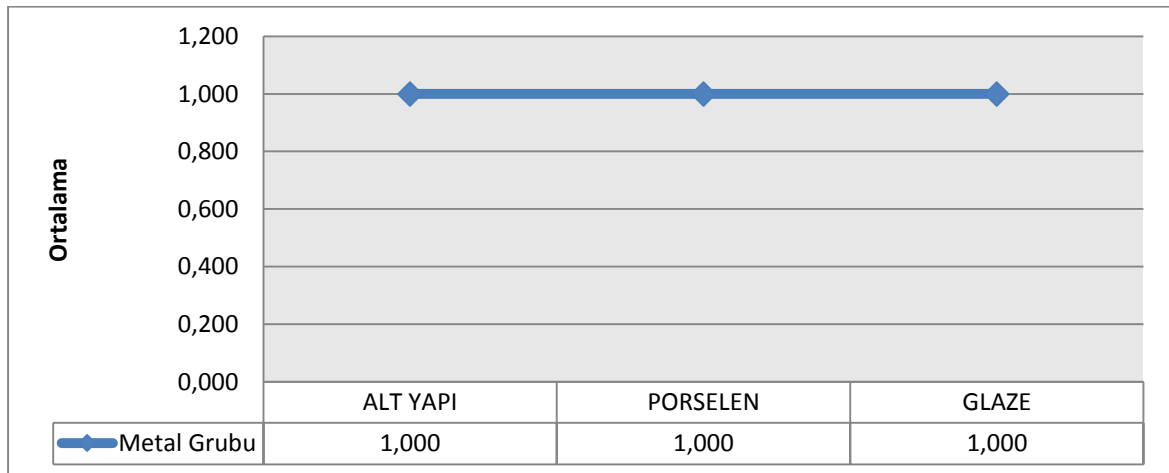


Şekil 4.1. Grupların alt yapı, porselen ve glaze kontrast oranı bulgularının karşılaştırmalı grafiği

4.2. Kontrast Oranı Bulgularının Grup İçinde Karşılaştırılması

Grupların kendi içlerinde alt yapı, veneer porseleni ve glaze aşamalarında ölçülen kontrast oranı bulgularına Wilcoxon İşaret testi uygulanmıştır.

Metal grubunda; metal opak bir materyal olduğu için veneer porseleni ve glaze uygulamalarının kontrast oranı bulguları üzerinde herhangi bir etkisi olmamıştır (Şekil 4.2).

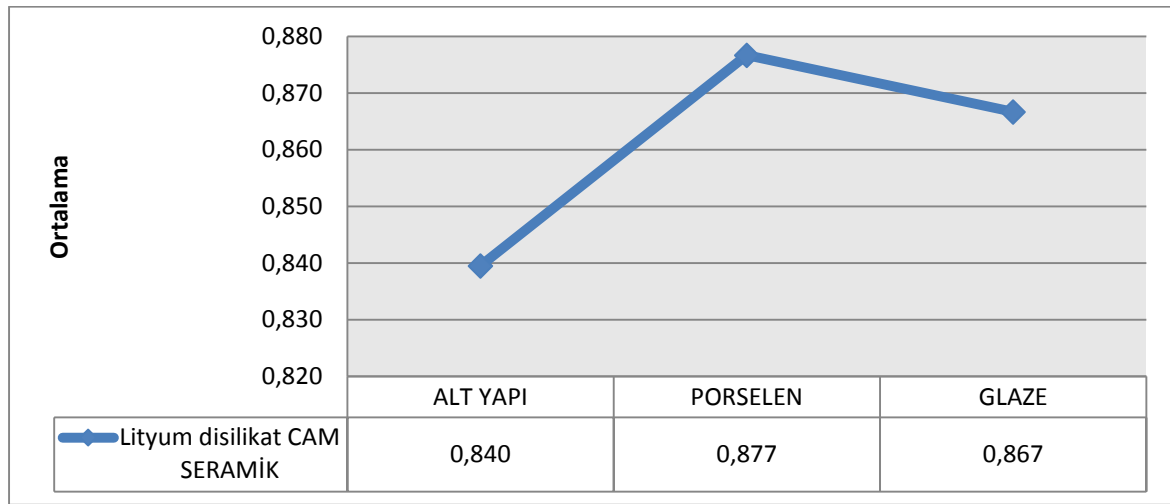


Şekil 4.2. Kontrol grubu kontrast oranı grafiği

Cam seramik grubunda; alt yapı, porselen ve glaze kontrast oranı bulgularının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi çizelge 4.3 ve şekil 4.3'te gösterilmiştir. Alt yapı kontrast oranı değerlerinin porselen ve glaze değerlerinden anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir ($p<0,05$). Glaze değerleri ise porselene göre anlamlı derecede düşük olarak görülmektedir ($p<0,05$).

Çizelge 4.3. CS grubunda alt yapı, veneer porseleni ve glaze kontrast oranı bulgularının karşılaştırılması

	CAM SERAMİK- IPS E.MAX PRESS						Wilcoxon İşaret Testi	
	n	Mean	Median	Minimum	Maximum	ss	z	p
ALT YAPI	12	0,840	0,838	0,799	0,885	0,025	-3,1	0,002
PORSELEN	12	0,877	0,878	0,839	0,902	0,021		
ALT YAPI	12	0,840	0,838	0,799	0,885	0,025	-3,1	0,002
GLAZE	12	0,867	0,874	0,833	0,897	0,019		
PORSELEN	12	0,877	0,878	0,839	0,902	0,021	-3,06	0,002
GLAZE	12	0,867	0,874	0,833	0,897	0,019		

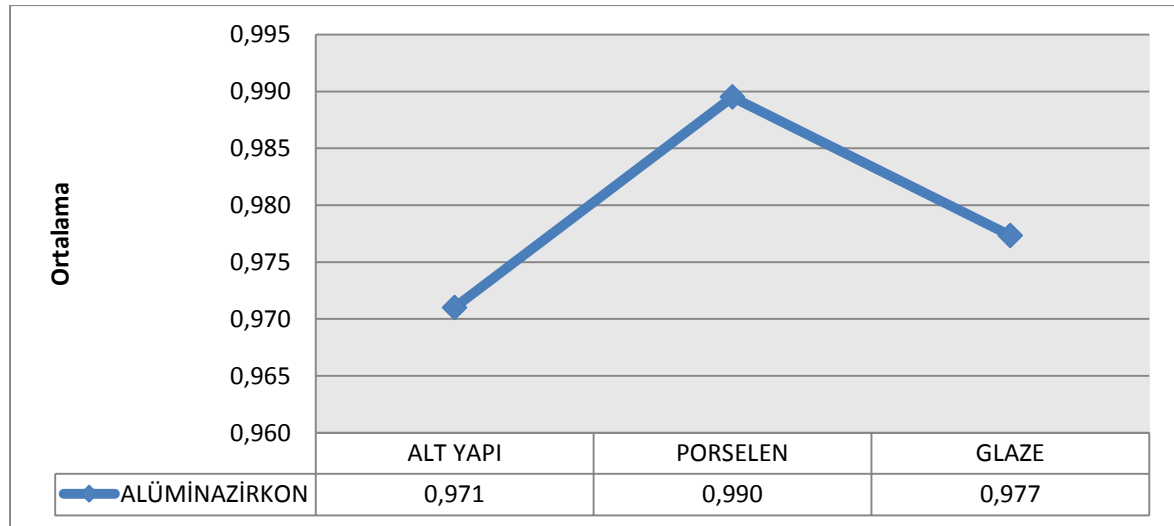


Şekil 4.3. CS grubunda alt yapı- veneer porseleni ve glaze grupları ortalama kontrast oranı değerleri grafiği

AZ grubunda; alt yapı, porselen ve glaze kontrast oranı bulgularının karşılaştırması çizelge 4.4 ve şekil 4.4'te gösterilmiştir. Alt yapı kontrast oranı değerleri porselen ve glaze değerlerine göre anlamlı derecede düşük olarak görülmektedir ($p<0,05$). Glaze değerlerinin, porselen kontrast oranı değerlerine göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir ($p<0,05$).

Çizelge 4.4. AZ grubunda alt yapı, veneer porseleni ve glaze kontrast oranı bulgularının karşılaştırılması

	ALÜMİNA ZİRKON- IN-CERAM ZIRCONIA						Wilcoxon İşaret Testi	
	n	Mean	Median	Minimum	Maximum	ss	z	p
ALT YAPI	12	0,971	0,971	0,951	0,998	0,012	-3,1	0,002
PORSELEN	12	0,990	0,987	0,962	0,999	0,016		
ALT YAPI	12	0,971	0,971	0,951	0,998	0,012	-2,99	0,003
GLAZE	12	0,977	0,978	0,961	0,997	0,009		
PORSELEN	12	0,990	0,987	0,962	0,999	0,016	-3,06	0,002
GLAZE	12	0,977	0,978	0,961	0,997	0,009		

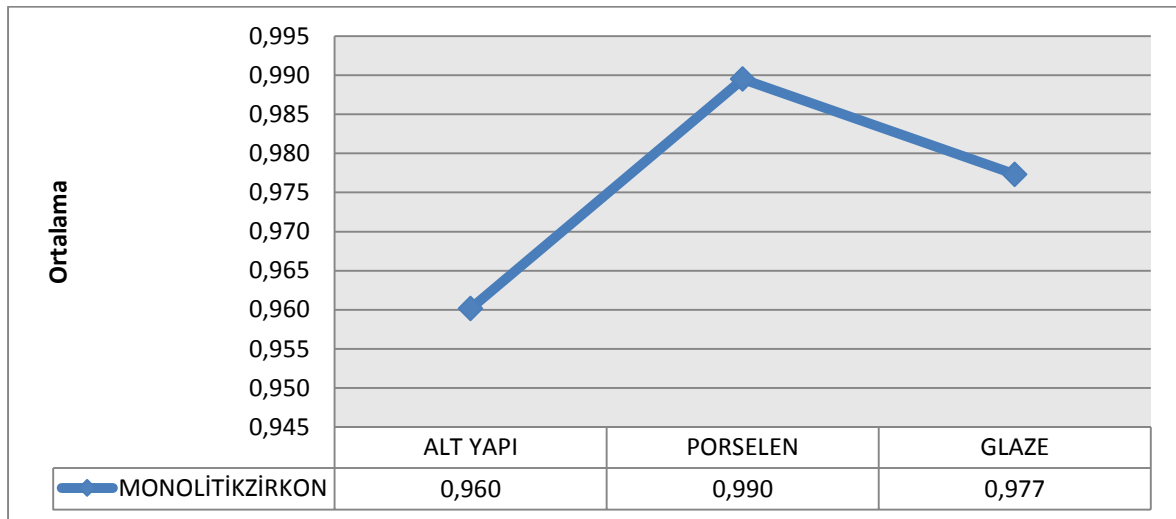


Şekil 4.4. AZ grubunda alt yapı- veneer porseleni ve glaze grupları ortalama kontrast oranı değerleri grafiği

MZ grubunda; alt yapı, porselen ve glaze kontrast oranı bulgularının değerlendirilmesi çizelge 4.5 ve şekil 4.5'te gösterilmiştir. MZ grubunda alt yapı kontrast oranı değerlerinin porselen ve glaze değerlerine göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir ($p<0,05$). Glaze değerleri porselen kontrast oranı değerlerine göre anlamlı derecede düşük olarak görülmektedir ($p<0,05$).

Çizelge 4.5. MZ grubunda alt yapı, veneer porseleni ve glaze kontrast oranı bulgularının karşılaştırılması

	MONOLİTİK ZİRKON- PRETTAU ZIRCONIA						Wilcoxon İşaret Testi	
	n	Mean	Median	Minimum	Maximum	ss	z	p
ALT YAPI	12	0,925	0,928	0,902	0,949	0,013	-3,1	0,002
PORSELEN	12	0,974	0,971	0,962	0,999	0,012		
ALT YAPI	12	0,925	0,928	0,902	0,949	0,013	-3,1	0,002
GLAZE	12	0,960	0,959	0,952	0,976	0,006		
PORSELEN	12	0,974	0,971	0,962	0,999	0,012	-3,07	0,002
GLAZE	12	0,960	0,959	0,952	0,976	0,006		



Şekil 4.5. MZ grubunda alt yapı- veneer porseleni ve glaze grupları ortalama kontrast oranı değerleri grafiği

5. TARTIŞMA

Estetik; normal morfolojik yapıyı korumak ve kazandırmak amacı ile yapılan uygulamaları içeren bilim dalıdır. Protetik bir restorasyonun estetik olarak kabul edilebilmesi için doğal dişi renk, şekil, boyut, yüzey yapısı ve translusensi özellikleri bakımından taklit edebilmesi gereklidir [1].

Günümüzde materyal ve teknolojiye gelişmeler, metal seramik restorasyonlara alternatif olarak biyouyumlulukları, renk stabiliteleri ve üstün estetik özellikleriyle tam seramik sistemlerin geliştirilmesine yol açmıştır.

Uzun yıllardır kullanılan metal seramik restorasyonlar, opak metal alt yapının istenmeyen ışık yansımalarına sebep olması nedeniyle doğal dişe benzer bir görünüm oluşturmaktan uzaktır. Tam seramik restorasyonlarda opak metal alt yapının olmayışı estetik açıdan bir avantajdır [10, 131].

Seramik sistemi seçilirken; prepare edilen dişin rengi, kron boyu, seramiğin translusensisi ve restorasyonun bulunduğu bölgeye gelen çiğneme kuvvetleri gibi birçok faktör göz önünde bulundurulmalıdır [10, 138-140]. Tam seramik materyallerde kristalin yapının artması daha dayanıklı ve daha opak yapılar elde edilmesine neden olur [7, 141]. Materyal seçimi ve estetiğin kontrolünde alt yapı materyalinin translusensi ve opasitesi önemlidir [56, 120, 142, 143].

Translusensi, ışığın materyal içinden geçişi, yansımaları ve dağılması ile ilgilidir. Objenin içinden ne kadar ışık geçerse obje o kadar translusenttir. Renk ve translusensi seramik restorasyonların estetik görünümünde önemli parametrelerdir [144, 145].

Seramik bir restorasyonun translusensi özellikleri alt yapı materyali ve veneer seramiğinin kalınlık, renk, kimyasal yapı, partikül boyutu gibi birçok özelliğine bağlıdır [146]. Veneer seramiğinin yüzey pürüzlülüğü, alt yapının renklendirme yöntemi ve yapıştırma simanının rengi translusensiyi etkileyen diğer faktörlerdir [120, 147-151].

Seramiklerin renk ve translusensi özellikleri birçok çalışmada incelenmesine rağmen materyaldeki gelişmeler ve uygulama çeşitliliği göz önüne alındığında, bu konuda daha

fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Bu tez çalışmasında farklı tam seramik materyallerin translusensi özellikleri ile veneerleme ve glaze işlemlerinin translusensiye etkisi, metal destekli seramik restorasyonlar ile karşılaştırılmıştır.

Tam seramiklerin alt yapı materyalleri içerik ve yapılarına bağlı olarak farklı derecelerde translusensi ve opasite sergilerler [56, 120, 142, 143].

Zirkonya, yüksek kırılma dayanımı ve esneme direnci ile diğer tam seramikler içinde en yüksek mekanik özellikleri göstermekte ve molar bölge dahil olmak üzere tek ve çok üniteli restorasyonlarda kullanılabilir [152].

Zirkonya restorasyonlar, metal seramik restorasyonlara göre daha kabul edilebilir estetik sergilemeler de diğer tam seramik sistemlere nazaran opak olmaları ve beyaz renkleri estetik açıdan bir dezavantajdır [56, 146, 153]. Zirkonya alt yapıların opak görünümlerinin oluşturduğu estetik dezavantajı önlemek adına zirkonyanın renklendirilmesi ve translusensi özelliğinin artırılması gündeme gelmiştir [106]. Bu amaçla veneerlenerek ya da veneer porseleni uygulanmadan anatomik konturda restorasyon yapımına izin veren monolitik translusent zirkonya materyalleri üretilmiştir. Zirkonya restorasyonların renklendirilmesi için metal tuzları eklenmesi veya renklendirme sıvıları uygulanması gibi yöntemler kullanılmaktadır [120, 154].

Bu çalışmada zirkonya ile güçlendirilmiş alümina içerikli tam seramik In-Ceram Zirconia (AZ) ve itriyumla stabilize monolitik zirkonya materyali Prettau Zirconia (MZ) kullanılmıştır.

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin optimal estetik sağladıkları ve zirkonya esaslı seramiklere oranla daha translusent oldukları bilinmektedir [56, 120, 146, 152, 155]. Renk uyumu ve estetik açıdan üstün özellikler sergileyen lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik IPS e.max Press sistemi çalışmaya dahil edilmiştir. Araştırmada kullanılan örnekler, bu sistemin canlı veya hafif renkleşmiş dişlerin alt yapıları için kullanılan, premolar bölgede köprü yapımına izin veren, orta derece opasite sergileyen MO ingotlarından elde edilmiştir.

Dental seramiklerin translusensi özelliklerinin ölçülmesinde direkt ışık geçişinin ölçülmesi, dağılan ışık dahil olmak üzere total ışık geçişinin ölçülmesi ve spektral yansımanın tespit

edilmesi olmak üzere üç yöntem kullanılmaktadır [156]. Spektral yansımanın tespit edilmesi CIE Lab ve CIE Yxy sistemine göre kontrast oranı ve translusensi parametresinin aletsel olarak belirlenmesi ile yapılmaktadır.

Bu çalışmada kontrast oranı tespit edilerek translusensi ölçümü yapılmıştır. Kontrast oranı, siyah zemin üzerindeki objeden gelen yansımanın, beyaz zemin üzerindeki yansımaya oranıdır. CIE Yxy değerleri ile hesaplanan kontrast oranı, dental seramiklerin translusensi değerlendirmelerinde en çok kullanılan yöntem olmuştur ve geçmiş çalışmalarla karşılaştırma yapabilmek adına bu araştırmada da tercih edilmiştir [56, 120, 152, 157-159].

Translusensi parametresi de (TP) birçok çalışmada restoratif materyallerin translusensisinin değerlendirilmesinde kullanılmıştır ve CIE Lab değerleri ile hesaplanır [124, 156, 160]. TP ve KO'nın aralarında güçlü bir korelasyon olduğu ve her ikisinin de restoratif materyallerin translusensi ölçümlerinde kullanılabileceği bildirilmiştir [161].

Translusensi ölçümlerinin yapılmasında sıklıkla kolorimetre ve spektrofotometreler kullanılmaktadır [160, 162, 163]. Spektrofotometrik ve kolorimetrik ölçümlerde "edge loss" adı verilen kenar kaybı görülebilmektedir [164]. Son dönemde diş hekimliğindeki alternatif renk ölçüm cihazlarından olan spektoradyometreler, ışık kaynağı ile obje arasında boşluk olmadan ölçüm yaptıkları için bu problemi ortadan kaldırırlar [165]. Spektrofotometre, kolorimetre ve spektoradyometre ile ölçülen translusensi değerleri bu cihazların aydınlatma konfigürasyonu, ışık yoğunluğu ve spektral güç dağılımı farklı olduğundan birbirinden farklılık gösterir [156].

Lim ve diğerleri, tam seramik materyallerin translusensi ölçümlerinde spektrofotometre ve spektoradyometre kullanımını karşılaştırdıkları çalışmalarında spektoradyometre ile elde edilen TP değerlerini, spektrofotometre ile elde edilen değerlerden daha yüksek bulmuşlardır. Bu farklılığın sebebi olarak spektoradyometrik ölçümlerde translusent materyallerin daha fazla ışık yansıtması ve spektrofotometrik ölçümlerde edge loss olayının meydana gelmesini göstermişlerdir. Araştırmacılar, ölçülen değerler farklı olsa da her iki cihazla yapılan ölçümlerin birbiriyle yakın ilişkide olduğunu, translusensi

ölçümlerinde spektrofotometre ve spektoradyometre cihazlarının kullanılabileceğini belirtmişlerdir [156].

Spink ve diğerleri, spektoradyometre ile ışık geçişini (gerçek translusensi/ absolute translucency) ve spektrofotometre ile kontrast oranını (göreceli translusensi/relative translucency) ölçerek karşılaştırdıkları çalışmada kontrast oranının dental seramiklerin translusensi özelliklerini değerlendirmede kullanılabileceğini ancak ışık geçişini belirlemede yeterince hassas bir ölçüm olmadığını bildirmişlerdir [166].

Ahn ve Lee, translusensi ölçümlerini spektrofotometre ile TP değeri üzerinden yapmışlardır [160]. Spektrofotometre ile KO değeri hesaplanarak restoratif materyallerin translusensi özelliklerini değerlendiren birçok çalışma da mevcuttur [56, 120, 152, 157, 158].

Chu ve diğerleri, Zhang ve diğerleri, Nakamura ve diğerleri restoratif materyallerin translusensi değerlerini kolorimetre cihazı ile KO üzerinden belirlemişlerdir [159, 167, 168].

Bu çalışmada seramik sistemlerinin translusensi ölçümleri, kullanım kolaylığı ve ulaşılabilirliği nedeniyle kolorimetre aracılığı ile, CIE Yxy değerleri üzerinden kontrast oranı ile belirlenmiştir. Araştırmanın amacı materyallerin translusensi özelliklerini birbiriyle kıyaslamak olduğu için ölçüm yöntemine bağlı farklılıkların sonucu direkt etkilemediği düşünülmektedir.

Diş hekimliğinde renk çalışmalarında birçok farklı ışık kaynağı kullanılır, ışık tipinin renk seçiminde etkili olduğu bilinmektedir [169-172]. Farklı aydınlanmalarda ışığın spektral güç dağılımı farklılık gösterdiği için materyalin translusensisi de ışık kaynağından etkilenir. Bu tez çalışmasında, kullanılan kolorimetre cihazı için önerilen CIE'nın standart ışık kaynağı olan D65 bir renk ölçüm kutusu içinde kullanılmıştır. D65, gün ışığını taklit eder ve 6500 K'lık renk ısısına sahiptir [173].

Yapılan benzer çalışmalarda örneklerin renkleri konusunda farklı uygulamalar yapılmıştır. Aynı materyalin farklı renklerinin translusensi ölçümlerinde anlamlı farklılıklar görüldüğü, renk tonunun seramiklerin translusensi özelliği üzerinde etkisi olduğu bildirilmiştir [174].

Baldissara ve diğerleri, renklendirme işlemlerinin translusensiye etkileyeceği düşüncesinden hareketle örnekler herhangi bir renklendirme işlemi uygulamamıştır [146]. Zhang ve diğerleri A3,5 ve A4 renklerinde; Kurtulmuş-Yılmaz ve Ulusoy A1, A2 ve A3,5 renklerinde hazırlanan örneklerin translusensi özelliklerini değerlendirmişlerdir [155, 167]. Birçok çalışmada translusensi ölçümleri A2 renkte hazırlanan örneklerle hesaplanmıştır [56, 120, 157-160]. Bu çalışmada gruplar arası standardizasyon sağlamak amacıyla ve seramik renginin translusensiye etkilediği düşünülerek tüm örnekler A2 renkte hazırlanmıştır.

Örnek çapı, ölçüm yapılacak cihazın ölçüm alanına uyacak ve edge loss olayını önleyecek şekilde hazırlanmalıdır. Benzer çalışmalarda örnek çapları 8-14 mm arasında değişiklik göstermektedir; Chen ve diğerleri 14 mm, Chu ve diğerleri 8 mm, Ahn ve Lee 11 mm, Barizon ve diğerleri 13 mm, Heffernan ve diğerleri 13 mm çapında örneklerle çalışmışlardır [56, 159-161, 163]. Bu araştırmada kullanılan kolorimetre cihazı Minolta CR-321 'in ölçüm alanı 3 mm'dir, örnekler edge loss'a izin vermeyecek şekilde 10 mm çapında hazırlanmıştır.

Alt yapı translusensisi veya opasitesi estetiği kontrol etmedeki primer faktörlerden biridir. Tam seramiklerin translusensi özellikleri alt yapının kalınlığından etkilenmektedir [56, 142, 143, 175]. Alt yapı ve veneer seramiği kalınlığı arttıkça, restorasyonun translusensi özelliği azalmaktadır [156]. Kalınlık, partikül boyutu ve sinterleme sıcaklığının translusensi üzerindeki etkilerinin incelendiği bir çalışmada seramik translusensisini en çok etkileyen özelliğin kalınlık olduğu bildirilmiştir [176].

Dental seramiklerin translusensi özelliklerinin değerlendirildiği çalışmalarda alt yapı kalınlıkları ile ilgili iki farklı görüş vardır; her sistemin üreticinin önerdiği kalınlıkta hazırlanması ve tüm sistemlere ait örneklerin aynı kalınlıkta hazırlanması. Klinik karşılaştırmaların yapılabilmesi amacıyla alt yapıların üreticinin önerdiği minimal kalınlıkta hazırlandığı çalışmalar mevcuttur [56, 120, 156, 160]. Örnekler çeşitli çalışmalarda 0.5 mm ile 1.5 mm arasında değişen eşit kalınlıklarda hazırlanmıştır. Stawarczyk ve diğerleri 0.5 mm, Chen ve diğerleri 0.5 mm, Barizon ve diğerleri 0.7 mm, chu ve diğerleri 0.7 mm, kurtulmuş yılmaz ve diğerleri 0.5 mm, Shono ve Nahedh 1 ve 1.5 mm ve Al Ben Ali ve

diğerleri 1.2 mm olmak üzere eşit kalınlıkta alt yapı örnekleri hazırlamışlardır [152, 155, 159, 161, 163, 177, 178].

Tam seramik sistemlerin dayanıklılığı ile opasiteleri ters orantılıdır [7, 141]. Ancak yüksek dirençli seramik sistemlerin alt yapılarını daha ince hazırlayarak opasitenin azaltılması mümkündür.

Kullanılan sistem ve kalınlık kontrast oranını etkileyeceğinden bu çalışmada tüm alt yapı örnekleri 1mm kalınlıkta hazırlanmıştır.

Literatürde monolitik zirkonya materyallerinin translusensi özelliklerini değerlendiren az sayıda çalışma mevcuttur [108, 152, 158, 176]. Yapılan bir çalışmada zirkonya seramiklerin kontrast oranı karşılaştırılmış, feldspatik seramik Vita Mark II kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Tüm zirkonya örneklerin feldspatik seramiğe göre daha opak olduğu, translusensinin partikül boyutu ve fırınlama ısısından etkilendiği bildirilmiştir. Prettau Zirconia (MZ) ve In-Ceram Zirconia (AZ) sistemleri, Cercon ve IN Coris sistemlerinden daha translusent olarak bulunmuştur. MZ sisteminin kontrast oranı çalışmamızla paralellik gösteren şekilde AZ'ye göre daha düşük olarak bulunmuştur [152].

Çeşitli monolitik zirkonya sistemlerinin ışık geçirgenliğini direkt yöntemle ölçen bir çalışmada feldspatik porselen Vita Mark II kontrol grubu olarak kullanılmıştır. MZ sistemi, diğer monolitik zirkonya materyallerine göre (ZenoStar, In Coris TZI) daha az miktarda ışık geçirgenliği göstermiştir [176].

Heffernan ve diğerleri yaptıkları çalışmada AZ sisteminin translusent olmadığını, metal alaşımlara benzer opasite sergilediğini belirtmişlerdir [56]. Bu tez çalışmasında, kontrol grubu olan metal alaşımların kontrast oranı Heffernan ve diğerlerinin çalışmasına benzer şekilde "1" olarak değerlendirilmiştir, ancak AZ sisteminin kontrast oranı değerleri metalden düşük olarak bulunmuştur.

Baldissara ve diğerleri, eşit kalınlıkta zirkonya kopinglerin ışık geçirgenliklerini direkt yöntemle ölçtükleri çalışmalarında, tüm zirkonya sistemlerin belli miktarda ışık geçirgenliğine sahip olduklarını bildirmişlerdir. Araştırmada kontrol grubu olan IPS e.max

Press (CS) sisteminin zirkonya seramiklere göre anlamlı şekilde daha translusent olduğu bulgulanmıştır [146].

4 farklı alt yapı seramiğinin translusensi ve biaksiyal esneme dirençlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada zirkonya içerikli In-Ceram Zirconia (AZ) ve Cercon sistemlerinin, alümina ve cam seramik sistemlere göre daha opak ancak daha dirençli oldukları saptanmıştır. AZ sisteminin kontrast oranı 1 olarak bulunmuştur [163].

Vichi ve diğerlerinin yaptığı bir çalışmada, IPS Empress HT, VITA Mark II, IPS Empress LT, IPS e.max LT, In-Ceram Spinell, IPS e.max MO (CS), InCoris TZI, IPS e.max ZirCAD, InCoris ZI, In-Ceram Alumina, VITA AL, In Coris AL, ve In-Ceram Zirconia (AZ) sistemlerinin kontrast oranları karşılaştırılmış, en opak materyalin AZ olduğu bildirilmiştir [157]. Çalışmamızda da kullanılan MO ingotlar, IPS e.max örnekler içerisinde en yüksek kontrast oranını sergilemişlerdir. Bu tez çalışmasında endikasyon alanlarının benzerliği açısından IPS e.max Press MO ingotların Y-TZP örneklerle karşılaştırılması uygun görülmüştür.

Kurtulmuş Yılmaz ve Ulusoy (2014) yaptıkları çalışmada, IPS e.max Press (CS) sisteminin zirkonya seramiklerden daha translusent olduğunu bildirmişlerdir [155].

Bu tez çalışmasının bulguları ışığında tam seramik alt yapıların, kontrol grubu olan metal grubundan (M) daha translusent oldukları gözlenmiştir. IPS E.max Press (CS) lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik sisteminin ise tüm gruplardan daha fazla translusensiye sahip olduğu görülmüştür. Monolitik Prettau Zirconia (MZ) sisteminin, In-Ceram Zirconia (AZ) grubundan daha translusent olduğu bulgulanmıştır. Benzer çalışmaların bir kısmında metale benzer opasite gösterdiği, bir kısmında ise daha translusent olduğu bildirilen AZ sistemi bu araştırmada metal alaşımlarından daha düşük kontrast oranı göstermiştir. Çalışmada değerlendirilen MZ sisteminin, kontrol grubu ve AZ sisteminden daha translusent olduğu ancak CS sisteminden daha düşük translusensi sergilediği görülmüştür.

Materyaller arasında farklı bulunan bu kontrast oranı değerleri; materyallerin partikül büyüklüğü, yoğunluğu, partiküllerin kimyasal yapısı, yansıtma indeksi, ışık dağılımı ve sinterleme parametreleri arasındaki farklılıklardan kaynaklanmaktadır [56, 146].

Önceki çalışmalarla benzer sonuçlar elde edilmesine rağmen ölçüm yapılan cihaz, ölçümün yapıldığı ortam ve örneklerin üzerinde bulunduğu arka plan KO bulgularını etkilediği için yalnızca aynı standardizasyonda elde edilen KO değerleri karşılaştırılabilir.

Tam seramik restorasyonlar için önerilen diş preparasyonu 1.5 mm olarak kabul edilmiştir. Benzer çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmada da örnekler, veneerleme işleminden sonra son kalınlıkları 1.5 mm olacak şekilde hazırlanmıştır [155, 156].

Alt yapı gibi veneer seramiği tabakalarının kalınlığı ve yapısı da tam seramik ve metal seramik sistemlerin final görüntüsünü kontrol eden faktörlerdendir [119, 179, 180].

Benzer çalışmalarda alt yapıya veneer seramiği uygulamasının tam seramik örneklerin translusensisini azalttığı görülmüştür [120, 155, 156, 160].

Bu tez çalışmasında da önceki çalışmalara benzer şekilde veneerleme işlemi sonucu kontrol grubu hariç tüm gruplarda örneklerin kontrast oranı değerleri artmıştır. Veneerleme işlemlerinden sonra CS grubu tüm gruplardan daha düşük kontrast oranları sergilerken; MZ grubu, AZ ve kontrol gruplarından daha düşük değerlerde kontrast oranları göstermektedir. AZ grubunun kontrast oranları değerleri daha düşük olsa da kontrol grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.

Translusensi özelliğinin veneer uygulamasından sonra azalmasının nedenleri olarak; restorasyon kalınlığının artması, alt yapı ve veneer porseleni arasındaki yansıtma, tabakalar arası porözite ve fırınlama sayısının artması gösterilmektedir [120]. Materyalin kalınlığı arttıkça ışık materyal içinde daha fazla absorbe edilir, daha fazla yayılır ve böylece materyal içinden geçen ışık miktarı azalır [166].

Veneerleme işleminden sonra translusensideki farklılıklar veneer seramiklerinin optik özelliklerinden de etkilenmektedir [120, 156]. Ancak bu tez çalışmasında veneer seramiklerinin translusensi özellikleri alt yapıdan bağımsız olarak değerlendirilmemiştir.

Porselen yüzeyine glaze işlemi uygulamak, restorasyonların translusensi özelliklerinin klinik olarak değerlendirilebilmesi açısından önem taşımaktadır.

Glaze işleminin veneer seramiği uygulanmış örneklerin translusensi özellikleri üzerindeki etkilerini inceleyen birçok çalışma mevcuttur [120, 155, 156, 160]. Heffernan ve diğerleri, glaze işleminin opasiteyi azalttığını bildirmişlerdir; opak olan materyaller haricindeki tüm gruplarda kontrast oranında dikkate değer bir düşüş gözlenmiştir. Bu değişikliğin sebebi olarak glaze uygulamasıyla beraber yüzey düzgünlüğünün artması ve bununla beraber ışığın yüzeyden saçılmasının azalması gösterilmektedir [120]. Ahn ve Lee yaptıkları çalışmada benzer şekilde veneerlenmiş örnekler glaze uygulamasının translusensi özelliğinde anlamlı bir artış meydana getirdiği bildirmiştir [160].

Liu ve diğerleri, dental seramiklerin translusensi özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, glaze işleminin yansımayı artırarak kontrast oranlarını değiştireceği gerekçesiyle veneerlenmiş örnekler glaze tabakası uygulamamışlardır [181].

Kurtulmuş Yılmaz ve Ulusoy, veneerlenmiş örnekler glaze uygulanmasının ardından translusensi ölçümleri yaptıkları çalışmalarında, glaze işleminden sonra bazı örneklerde translusensi özelliğinde artış görülürken, bazı örneklerde azalma gözlendiğini belirtmişlerdir. Ancak istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir. Glaze uygulamasının tam seramik sistemlerin translusensisi üzerinde dikkate değer bir değişim meydana getirmediği bildirilmiştir[155].

Bu tez çalışmasında kontrol grubu hariç tüm gruplarda glaze işleminden sonra kontrast oranı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı azalma gözlenmiştir. Bu bulgu, Ahn ve Lee ile Heffernan ve diğerlerinin çalışmalarıyla paralellik göstermektedir [120, 160]. Gruplar arasında CS grubu tüm gruplardan anlamlı derecede yüksek translusensi sergilerken; MZ grubu AZ grubundan daha düşük kontrast oranları göstermiştir. Kontrol grubunun kontrast oranı değerleri tüm gruplardan anlamlı derecede yüksektir.

Sık kullanılan tam seramik sistemleri ile ilgili çalışmalar, klinik uygulamalara ışık tutmaktadır. Dental restorasyonların en önemli estetik parametrelerinden biri translusensi özellikleridir. Bu tez çalışmasının sınırları dahilinde üç farklı tam seramik sisteminin translusensi özellikleri kolorimetre cihazı ile kontrast oranı üzerinden değerlendirilmiştir. Tam seramik materyallerindeki ve teknolojiye gelişmeler nedeniyle

farklı yöntem ve materyallerin kullanıldığı, tam seramiklerin translusensi özelliklerini değerlendiren daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ

1. Çalışmada değerlendirilen tam seramik alt yapıların tümü, kontrol grubundan daha yüksek translusensi özellikleri göstermektedir.
2. Alt yapı materyalinin ve veneer seramiğinin kimyasal yapısı translusensi miktarını etkilemektedir. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik sistem (IPS e.max Press) en translusent alt yapı materyali iken onu sırasıyla Y-TZP ile stabilize monolitik zirkonya (Prettau Zirconia) ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramik (In-Ceram Zirconia) izlemektedir.
3. Veneer seramiği uygulanması tüm örneklerin translusensi derecelerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşürmüştür.
4. Veneerlenmiş örnekler glaze uygulanması translusensi özelliklerini istatistiksel olarak anlamlı derecede artırmaktadır.
5. Monolitik zirkonya (Prettau Zirkonya) materyalinin, metal ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina içerikli In-Ceram Zirkonya materyallerinden daha translusent olduğu, ancak IPS e.max Press cam seramik sistemlerden daha opak olduğu görülmüştür.

KAYNAKLAR

1. Rosenstiel, SF, Land, MF., and Fujimoto, J. (2006). *Contemporary fixed prosthodontics*, St. Louis: Mosby Elsevier.
2. Shillingburg, H.T., Sather, D.A., and Stone, S.E. (2012). *Fundamentals of fixed prosthodontics*, Chicago: Quintessence.
3. Van Noort, R. (2013). *Introduction to Dental Materials*, United Kingdom:Elsevier.
4. Rinke, S., Hüls, A., and Jahn, L. (1994). Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics* 8, 303-310.
5. Ersu, B, Yenigul, M., and Tulunoğlu, I. (2007). Three point bending strength of In-ceram core material sinterized with colloidal alumina. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31, 71-78.
6. Coşkun, A., and Yaluğ, S. (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 97-102.
7. Kelly, J.R., Nishimura, I., and Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75, 18-32.
8. Akin, E. (1999). *Diş Hekimliğinde Porselen* (Üçüncü baskı). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi, 1-14.
9. Jones, D.W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 29, 621-644.
10. Anusavice, K.J., Phillips, R.W., Shen, C., and Rawls, H.R. (2012). *Phillips' science of dental materials*, St. Louis: Elsevier.
11. Goodacre, C.J., Campagni, W.V., and Aquilino, S.A. (2001). Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85, 363-376.
12. White, S.N., Caputo, A.A., Vidjak, F.M., and Seghi, R.R. (1994). Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dental Materials*, 10, 52-58.
13. Wildgoose, D.G., Johnson, A., and Winstanley, R.B. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 136-143.
14. Efeoğlu, A. (1992). *Dişhekimliği Tarihi*, İstanbul: Alemdar Ofset.

15. Anusavice, K.J. (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *The Journal of the American Dental Association*, 124, 72-84.
16. McLean, J.W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85, 61-66.
17. Conrad, H.J., Seong, W.J., and Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98, 389-404.
18. Hondrum, S.O. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67, 859-865.
19. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., and Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontologica Turcica*, 22, 49.
20. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 557-562.
21. Denry, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7, 134-143.
22. Wen, M.Y., Mueller, H.J., Chai, J., and Wozniak, W.T. (1998). Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 12, 534-541.
23. Zeng, K., Odén, A., and Rowcliffe, D. (1997). Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *The International Journal of Prosthodontics*, 11, 183-189.
24. Aboushelib, M.N., de Jager, N., Kleverlaan, C.J., and Feilzer, A.J. (2007). Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dental Materials*, 23, 952-959.
25. Manicone, P.F., Iommetti, P.R., and Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35, 819-826.
26. Preis, V., Behr, M., Kolbeck, C., Hahnel, S., Handel, G., and Rosentritt, M. (2011). Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dental Materials*, 27, 796-804.
27. Yin, L., Song, X.F., Song, Y.L., Huang, T., and Li, J. (2006). An overview of in vitro abrasive finishing & CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 46, 1013-1026.

28. Van Blarcom, C.W. (2005). *The glossary of prosthodontic terms*, St Louis: Mosby.
29. Zaimoğlu, A., and Can, G. (2004). *Sabit Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 116-117.
30. Yilmaz, H., Aydin, C., and Gul, B.E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98, 120-128.
31. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., and Kurt, E. (2005). Tam Porselen Sistemleri I. *Acta Odontologica Turcica*, 22, 41.
32. McCabe, F. (1994). *Applied dental materials* (7th Edition). Cairo : Mass Publishers.
33. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A., and Aksu, L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 183-223.
34. Preston, J.D. (1988). *Perspectives in dental ceramics: proceedings of the Fourth International Symposium on Ceramics*, Chicago: Quintessence.
35. O'Brien, W.J. (1989). *Dental materials: properties and selection*. Chicago:Quintessence.
36. Craig, R., and Powers, J. (2002). *Restorative dental materials*. St. Louis: Mosby.
37. Scherrer, S.S., De Rijk, W.G., and Belser, U.C. (1995). Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *The International Journal of Prosthodontics*, 9, 580-585.
38. Powers, J.M., and Wataha, J.C. (2014). *Dental Materials: Properties and Manipulation*. Philadelphia:Elsevier.
39. McLean, J.W. (1974). *The science and art of dental ceramics*, New Orleans, LA: Louisiana State University School of Dentistry.
40. Anusavice, K., and Hojjatie, B. (1991). Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. *Journal of Dental Research*, 70, 1009-1013.
41. Craig, R.G., Powers, J., and Wataha, J. (2004). *Dental Materials Properties and Manipulation*, (8 Edition). St. Louis: Mosby.
42. McCabe, J.F., and Walls, A. (2013). *Applied dental materials*, New York: John Wiley & Sons.
43. Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48, 513-530.

44. Attia, A., Abdelaziz, K.M., Freitag, S., and Kern, M. (2006). Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95, 117-123.
45. Dong, X., and Darvell, B. (2003). Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under Hertzian indentation. *Dental Materials*, 19, 542-551.
46. Lawn, B.R. (1998). Indentation of ceramics with spheres: a century after Hertz. *Journal of the American Ceramic Society*, 81, 1977-1994.
47. Lawn, B.R., Deng, Y., and Thompson, V.P. (2001). Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86, 495-510.
48. Fischer, H., and Marx, R. (2002). Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dental Materials*, 18, 12-19.
49. Oh, S.C., Dong, J.K., Lüthy, H., and Schärer, P. (1999). Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *The International Journal of Prosthodontics*, 13, 468-472.
50. Rosenblum, M.A., and Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 128, 297-307.
51. Zarone, F., Russo, S., and Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials* 27, 83-96.
52. Swain, M.V., and Hannink, R.H. (1989). Metastability of the Martensitic Transformation in a 12 mol% Ceria-Zirconia Alloy: II, Grinding Studies. *Journal of the American Ceramic Society*, 72, 1358-1364.
53. Toksavul, S., Artunç, C., Ulusoy, M., and Toman, M. (2002). *Tüm seramik kronlar*. İzmir: Meta Basım Matbaacılık Hizmetleri, 2002; 4-5.
54. Yavuzylmaz, H. (1984). *Metal destekli estetik kronlar* (2.Baskı). Ankara: Gazi Üniversitesi Yayınevi.
55. Giordano, R., and McLaren, E.A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31, 682-684.
56. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., and Vargas, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88, 4-9.

57. Seghi, R., Denry, I., and Rosenstiel, S. (1995). Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74, 145-150.
58. Ritter, R.G. (2010). Multifunctional Uses of a Novel Ceramic-Lithium Disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22, 332-341.
59. Sorensen, J. (1999). The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Journal of Dental Technology*, 22, 153-163.
60. Stappert, C.F., Att, W., Gerds, T., and Strub, J.R. (2006). Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 514-522.
61. Albakry, M., Guazzato, M., and Swain, M.V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89, 374-380.
62. Küçük, B.E., Kunt, G.E. (2012). Lityum disilikat seramikler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 123-131.
63. Wolfart, S., Eschbach, S., Scherrer, S., and Kern, M. (2009). Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dental Materials*, 25, e63-e71.
64. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S., and Swain, M. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 1. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials* 20, 441-448.
65. İnternet: IPS e.max Press (2015). (Web: <http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/p/tum/urunler/ful-seramikler/ips-emax-sistem-dis-teknisyeni/ips-emax-press.html> 10 Ocak 2015'te alınmıştır.).
66. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V., and Ironside, J. (2001). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International Journal of Prosthodontics* ,15, 339-346.
67. Powers, J.M., and Sakaguchi, R.L. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials* (13. Edition), India:Elsevier.
68. Sundh, A., and Sjögren, G. (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of oral rehabilitation*, 31, 682-688.
69. Piconi, C., and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20, 1-25.

70. Pilathadka, S., Vahalová, D., and Vosáhlo, T. (2007). The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague Medical Report*, 108, 5-12.
71. Denry, I., and Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24, 299-307.
72. Malkoç, M., and SEVİMAY, M.(2009) Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *Süleyman Demirel Diş hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18, 208 216.
73. Lugh, V., and Sergo, V. (2010). Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, 26, 807-820.
74. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J., and Peille, C. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23, 45-61.
75. Raigrodski, A.J., and Chiche, G.J. (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86, 520-525.
76. Meyenberg, K.H., LÜTHY, H., and SCHÄRER, P. (1995). Zirconia Posts: A New All-Ceramic Concept for Nonvital Abutment Teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 7, 73-80.
77. Molin, M.K., and Karlsson, S.L. (2007). Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 21, 223-227.
78. Edelhoff, D., Florian, B., Florian, W., and Johnen, C. (2008). HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence International*, 39, 459.
79. Zembic, A., Sailer, I., Jung, R.E., and Hämmerle, C.H.F. (2009). Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical Oral Implants Research*, 20, 802-808.
80. Wenz, H.J., Bartsch, J., Wolfart, S., and Kern, M. (2007). Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. *The International journal of Prosthodontics*, 21, 27-36.
81. Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., and Schärer, P. (2003). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *The International Journal of Prosthodontics*, 17, 285-290.

82. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., and Swain, M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20, 449-456.
83. Agustín-Panadero, R., Román-Rodríguez, J.L., Ferreiroa, A., Solá-Ruiz, M.F., and Fons-Font, A. (2014). Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *Journal of Clinical And Experimental Dentistry*, 6, e66.
84. Wiley, M. (1989). Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61, 133-137.
85. Hudson, J.D., Goldstein, G.R., and Georgescu, M. (1995). Enamel wear caused by three different restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74, 647-654.
86. Jung, Y.-S., Lee, J.-W., Choi, Y.-J., Ahn, J.-S., Shin, S.-W., and Huh, J.-B. (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2, 111-115.
87. Kim, M.-J., Oh, S.-H., Kim, J.-H., Ju, S.-W., Seo, D.-G., Jun, S.-H., Ahn, J.-S., and Ryu, J.-J. (2012). Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *Journal of Dentistry*, 40, 979-988.
88. Sailer, I., Fehér, A., Filser, F., Gauckler, L.J., Lüthy, H., and Hämmerle, C. (2006). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *The International Journal of Prosthodontics*, 20, 383-388.
89. Schmitter, M., Mussotter, K., Rammelsberg, P., Stober, T., Ohlmann, B., and Gabbert, O. (2009). Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *Journal of Oral Rehabilitation*, 36, 610-615.
90. Raigrodski, A.J., Chiche, G.J., Potiket, N., Hochstedler, J., Mohamed, S.E., Billiot, S., and Mercante, D.E. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96, 237-244.
91. Tinschert, J., Schulze, K.A., Natt, G., Latzke, P., Heussen, N., and Spiekermann, H. (2007). Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *The International Journal of Prosthodontics*, 21, 217-222.
92. Swain, M. (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*, 5, 1668-1677.
93. Jang, G., Kim, H., Choe, H., and Son, M. (2011). Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Procedia Engineering*, 10, 1556-1560.

94. Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J.-F., Edelhoff, D., and Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*, 28, 449-456.
95. Christensen, R. (2013). Focus on: Monolithic crowns. *Dentistry Today*, 32, 22-22.
96. Griffin Jr, J. (2013). Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dentistry Today*, 32, 124, 126.
97. Ma, L., Guess, P.C., and Zhang, Y. (2013). Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dental Materials*, 29, 742-751.
98. Rinke, S., and Fischer, C. (2012). Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence international*, 44, 557-566.
99. Stober, T., Bermejo, J., Rammelsberg, P., and Schmitter, M. (2014). Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of Oral Rehabilitation*, 41, 314-322.
100. Zhang, Y., and Kim, J.-W. (2009). Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 25, 781-790.
101. Zhang, Y., Lee, J.J.-W., Srikanth, R., and Lawn, B.R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 29, 1201-1208.
102. Albashaireh, Z.S., Ghazal, M., and Kern, M. (2010). Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104, 105-113.
103. Mehra, M., and Vahidi, F. (2014). Complete mouth implant rehabilitation with a zirconia ceramic system: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 1-4.
104. Stawarczyk, B., Özcan, M., Schmutz, F., Trottmann, A., Roos, M., and Hämmerle, C.H. (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71, 102-112.
105. Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L.C., and Burgess, J.O. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109, 22-29.
106. Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, 30, 1195-1203.

107. Turp, V., Sen, D., Poyrazoglu, E., Tuncelli, B., and Goller, G. (2011). Influence of Zirconia Base and Shade Difference on Polymerization Efficiency of Dual-Cure Resin Cement. *Journal of Prosthodontics*, 20, 361-365.
108. Kim, H.-K., and Kim, S.-H. (2014). Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*, 30, e229-e237.
109. Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32, 3-12.
110. Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G., and Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dental Materials*, 27, 97-108.
111. Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23, 467-480.
112. Powers, J.M., and Paravina, R.D. (2004). *Esthetic color training in dentistry*, St. Louis: Elsevier Mosby.
113. O'Brien, W.J., Hemmendinger, H., Boenke, K.M., Linger, J.B., and Groh, C.L. (1997). Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dental Materials*, 13, 179-185.
114. Johnston, W., and Kao, E. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*, 68, 819-822.
115. Ishikawa-Nagai, S., Yoshida, A., Sakai, M., Kristiansen, J., and Da Silva, J.D. (2009). Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 37, 57-63.
116. Ghinea, R., Pérez, M.M., Herrera, L.J., Rivas, M.J., Yebra, A., and Paravina, R.D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38, 57-64.
117. Luo, X.P., and Zhang, L. (2010). Effect of Veneering Techniques on Color and Translucency of Y-TZP. *Journal of Prosthodontics*, 19, 465-470.
118. Yu, B., and Lee, Y.-K. (2008). Influence of color parameters of resin composites on their translucency. *Dental Materials*, 24, 1236-1242.
119. Antonson, S.A., and Anusavice, K.J. (2000). Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *The International Journal of Prosthodontics*, 14, 316-320.

120. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., and Vargas, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88, 10-15.
121. Azer, S.S., Ayash, G.M., Johnston, W.M., Khalil, M.F., and Rosenstiel, S.F. (2006). Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96, 397-401.
122. Turgut, S., and Bagis, B. (2011). Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. *Journal of Dentistry*, 39, 57-64.
123. Archegas, L.R.P., Freire, A., Vieira, S., de Menezes Caldas, D.B., and Souza, E.M. (2011). Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. *Journal of Dentistry*, 39, 804-810.
124. Turgut, S., Bağış, B., Bağış, Y.H., Korkmaz, F.M., Tüzüner, T., Baygın, Ö. (2011). Restoratif materyallerin translusensi özelliklerinin değerlendirilmesi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 38 (1) 15-21.
125. Vichi, A., Ferrari, M., and Davidson, C.L. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83, 412-417.
126. Hasegawa, A., Ikeda, I., and Kawaguchi, S. (2000). Color and translucency of in vivo natural central incisors. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83, 418-423.
127. Goodkind, R.J., and Schwabacher, W.B. (1987). Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 58, 535-542.
128. Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W., and Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80, 642-648.
129. Paravina, R.D. (2009). Performance assessment of dental shade guides. *Journal of Dentistry*, 37, 15-20.
130. Ahn, J.-S., and Lee, Y.-K. (2008). Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100, 18-28.
131. Raptis, N.V., Michalakis, K.X., and Hirayama, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 26, 31.

132. Paul, S., Peter, A., Pietrobon, N., and Hämmerle, C. (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*, 81, 578-582.
133. Paul, S.J., Peter, A., Rodoni, L., and Pietrobon, N. (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 577.
134. Cho, B.-H., Lim, Y.-K., and Lee, Y.-K. (2007). Comparison of the color of natural teeth measured by a colorimeter and Shade Vision System. *Dental Materials*, 23, 1307-1312.
135. Hindle, J., and Harrison, A. (2000). Tooth colour analysis by a new optoelectronic system. *The European Journal of Prosthodontics And Restorative Dentistry*, 8, 57-61.
136. Tung, F.F., Goldstein, G.R., Jang, S., and Hittelman, E. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88, 585-590.
137. Browning, W., Chan, D., Blalock, J., and Brackett, M. (2009). A comparison of human raters and an intra-oral spectrophotometer. *Operative dentistry*, 34, 337-343.
138. Spear, F., and Holloway, J. (2008). Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *The Journal of the American Dental Association*, 139, S19-S24.
139. Ozturk, O., Uludag, B., Usumez, A., Sahin, V., and Celik, G. (2008). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100, 99-106.
140. Nakamura, T., Saito, O., Fuyikawa, J., and Ishigaki, S. (2002). Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29, 805-809.
141. Holloway, J., and Miller, R. (1996). The effect of core translucency on the aesthetics of all-ceramic restorations. *Practical Periodontics And Aesthetic Dentistry: PPAD 9*, 567-574; quiz 576.
142. Miller, L. (1987). Organizing color in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 115, 26-40.
143. Brodbelt, R., O'brien, W., and Fan, P. (1980). Translucency of dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 59, 70-75.
144. O'Brien, W. (1985). Double layer effect and other optical phenomena related to esthetics. *Dental Clinics of North America*, 29, 667-672.

145. Ilie, N., and Hickel, R. (2008). Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dental Materials*, 24, 908-914.
146. Baldissara, P., Llukacej, A., Ciocca, L., Valandro, F.L., and Scotti, R. (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104, 6-12.
147. Lee, Y.-K., Cha, H.-S., and Ahn, J.-S. (2007). Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97, 279-286.
148. Shah, K., Holloway, J., and Denry, I. (2008). Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 87, 329-337.
149. Crispin, B., Okamoto, S., and Globe, H. (1991). Effect of porcelain crown substructures on visually perceivable value. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66, 209-212.
150. Hjerppe, J., Närhi, T., Fröberg, K., Vallittu, P.K., and Lassila, L.V. (2008). Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontologica*, 66, 262-267.
151. Chang, J., Da Silva, J.D., Sakai, M., Kristiansen, J., and Ishikawa-Nagai, S. (2009). The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 37, 937-943.
152. Stawarczyk, B., Emslander, A., Roos, M., Sener, B., Noack, F., and Keul, C. (2014). Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental Materials Journal*, 33, 591-598.
153. Ardlin, B.I. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*, 18, 590-595.
154. Aboushelib, M.N., De Jager, N., Kleverlaan, C.J., and Feilzer, A.J. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 21, 984-991.
155. Kurtulmus-Yilmaz, S., and Ulusoy, M. (2014). Comparison of the translucency of shaded zirconia all-ceramic systems. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6, 415-422.
156. Lim, H.-N., Yu, B., and Lee, Y.-K. (2010). Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104, 239-246.

157. Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R., and Ferrari, M. (2014). Translucency of Ceramic Materials for CEREC CAD/CAM System. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26, 224-231.
158. Kanchanavasita, W., Triwatana, P., Suputtamongkol, K., Thanapitak, A., and Chatchaiganan, M. (2014). Contrast Ratio of Six Zirconia-Based Dental Ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 23, 456-461.
159. Chu, F.C., Chow, T.W., and Chai, J. (2007). Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98, 359-364.
160. Ahn, J.-S., and Lee, Y.-K. (2008). Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dental materials*, 24, 1539-1544.
161. Barizon, K.T., Bergeron, C., Vargas, M.A., Qian, F., Cobb, D.S., Gratton, D.G., and Geraldeli, S. (2013). Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110, 397-401.
162. Bolt, R.A., ten Bosch, J.J., and Coops, J.C. (1994). Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Physics in Medicine and Biology*, 39, 1133.
163. Chen, Y.-M., Smales, R.J., Yip, K.H.-K., and Sung, W.-J. (2008). Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials*, 24, 1506-1511.
164. Johnston, W.M. (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of Dentistry*, 37, e2-e6.
165. O'Brien, W.J., Boenke, K.M., and Groh, C.L. (1990). Coverage errors of two shade guides. *The International Journal of Prosthodontics*, 4, 45-50.
166. Spink, L.S., Rungruanganut, P., Megremis, S., and Kelly, J.R. (2013). Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. *Dental Materials*, 29, 702-707.
167. Zhang, Y., Griggs, J.A., and Benham, A.W. (2004). Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 128-135.
168. Nakamura, T., Saito, O., Mizuno, M., Kinuta, S., and Ishigaki, S. (2003). Influence of abutment substrates on the colour of metal-free polymer crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30, 184-188.

169. Lee, Y.K., Yoon, T.H., Lim, B.S., Kim, C.W., and Powers, J. (2002). Effects of colour measuring mode and light source on the colour of shade guides. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29, 1099-1107.
170. Lee, Y.K., Lim, B.S., Kim, C.W., and Powers, J.M. (2001). Color characteristics of low-chroma and high-translucence dental resin composites by different measuring modes. *Journal of Biomedical Materials Research*, 58, 613-621.
171. Curd, F.M., Jasinevicius, T.R., Graves, A., Cox, V., and Sadan, A. (2006). Comparison of the shade matching ability of dental students using two light sources. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96, 391-396.
172. Volpato, C.Â.M., Monteiro, S., de Andrada, M.C., Fredel, M.C., and Petter, C.O. (2009). Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dental Materials*, 25, 87-93.
173. Park, J.-H., Lee, Y.-K., and Lim, B.-S. (2006). Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96, 402-411.
174. Spyropoulou, P.-E., Giroux, E.C., Razzoog, M.E., and Duff, R.E. (2011). Translucency of shaded zirconia core material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105, 304-307.
175. Tsukuma, K., Kubota, Y., and Tsukidate, T. (1983). Thermal and mechanical properties of Y₂O₃-stabilized tetragonal zirconia polycrystals. *In Science and Technology of Zirconia II*, 17 (15) 382-390.
176. Ilie, N., and Stawarczyk, B. (2014). Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113 (2) 114-121.
177. Shono, N., and Nahedh, H.A. (2012). Contrast ratio and masking ability of three ceramic veneering materials. *Operative Dentistry*, 37, 406-416.
178. Al Ben Ali, A., Kang, K., Finkelman, M.D., Zandparsa, R., and Hirayama, H. (2014). The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 23, 213-220.
179. Douglas, R.D., and Przybylska, M. (1999). Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82, 143-149.
180. Dozić, A., Kleverlaan, C.J., Meegdes, M., van der Zel, J., and Feilzer, A.J. (2003). The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90, 563-570.

181. Liu, M.C., Aquilino, S.A., Lund, P.S., Vargas, M.A., Diaz-Arnold, A.M., Gratton, D.G., and Qian, F. (2010). Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *Journal of Prosthodontics*, 19, 187-193.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : VAYISOĞLU ÖZCAN, Ayşe
 Uyruğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 02/07/1987 Adana
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 03122034196
 e-mail : aysevayisoglu@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi/ Protetik Diş Tedavisi	Devam ediyor
Lisans	Ankara Üniversitesi/ Diş Hekimliği	2010
Lise	Ankara Atatürk Lisesi	2005

Yabancı Dil

İngilizce

Bilimsel Etkinlikler

Yayınlar

1. Vayisoğlu Özcan A., Nalbant L., Nalbant A.D. Geriatrie Protetik Yaklaşımlar. ADO Klinik Bilimler Dergisi 2012; 3: 1267-1275.
2. Vayisoğlu Özcan A., Nalbant L., Nalbant A.D. Protetik Diş Tedavisinde Dezenfeksiyon ve Sterilizasyon. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. Yayınlanmak üzere kabul edildi. DOI: 10.17567/dfd. 54066

Kongre Tebliğleri

1. Vayisoğlu A., Nalbant L. Rehabilitation with bar retained maxillary and mandibular implant supported overdentures: a clinical report. 18th Annual Congress of the Balkan Stomatological Society (BaSS), Skopje, Macedonia. April 25-28, 2013. Poster Sunumu.

2. Vayisoğlu Özcan A., Kaymak D., Nalbant L. Rehabilitation of a patient with reduced occlusal vertical dimension. 38th Annual Conferance of the European Prosthodontic Association, Istanbul, Turkey. September 2014. Poster sunumu.
3. Tanıdır A., Peker E., Bozkaya E., Vayisoğlu A., Karaçelebi E. Daimi sol maksiller kanin dişin ototransplantasyonu: Olgu sunumu. Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 21. Uluslararası Kongresi, 18-22 Mayıs 2014, Bodrum/Türkiye. Poster sunumu.



GAZİ GELECEKTİR..

