

**ERKİN ÖZCAN**

**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.**

**DOKTORA TEZİ**

**İSTANBUL-2021**

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

**( DOKTORA TEZİ )**

**FARKLI KALINLIKLARDA HAZIRLANAN MONOLİTİK  
RESTORASYONLARIN KIRILMA DİRENCİNİN VE RENK  
DEĞİŞİKLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**ERKİN ÖZCAN**

**DANIŞMAN  
PROF. DR. İBRAHİM BÜLENT ŞERMET**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

**İSTANBUL-2021**

## İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime başladığım ilk günden başlayarak her zaman yanımda olan, bir öğrenciden çok bir evlat gibi yaklaşan, kıymetli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, öğrencisi olmaktan büyük gurur duyduğum sayın hocam Prof. Dr. İbrahim Bülent Şermet'e,

Hocamızın oluşturduğu aile ortamında çok önemli bir yeri olan, her sıkıntıda rahatlıkla danışabildiğim ve gelişmemde tecrübelerinden fazlasıyla faydalandığım Doç. Dr. Değer Öngül'e,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda eğitim hayatım boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalanmaya çalıştığım kıymetli hocalarıma,

Doktora çalışmamda yardımlarını esirgemeyen çok kıymetli hocam Prof. Dr. Bilge Gökçen Röhlig'e,

Tez örneklerimin hazırlanmasında bana yardımcı olan Yaren Dental'e,

Doktora eğitimim boyunca birlikte vakit geçirmekten çok keyif aldığım Dr. Hüseyin Sultan'a,

Tez çalışmamı gerçekleştirirken desteğini hiç esirgemeyen ve sabır gösteren sevgili eşim Dt. Helin Kaya Özcan'a,

Tüm bu süreçlerde yanımda olduklarını her zaman hissettiren aileme sonsuz teşekkürler.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 31568

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI .....	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER .....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	Xİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....	Xİİ
ÖZET .....	Xİİİ
ABSTRACT.....	XİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	2
2.1. Tam Seramik ve Hibrit Sistemler.....	2
2.1.1. Cam Matris Seramikler .....	2
2.1.1.1. Feldspatik Seramikler.....	3
2.1.1.2. Sentetik Seramikler .....	3
2.1.1.2.1. Lösit Bazlı Seramikler.....	4
2.1.1.2.2. Lityum Disilikat ve Türevleri Bazlı Seramikler.....	5
2.1.1.2.3. Fluorapatit Bazlı Seramikler .....	6
2.1.1.3. Cam İnfiltre Seramikler.....	6
2.1.2. Polikristalin Seramikler.....	7
2.1.2.1. Alümina.....	8
2.1.2.2. Stabilize Zirkonya .....	8
2.1.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina-Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya .....	10
2.1.3. Rezin Matris Seramikler .....	11
2.2. Renk .....	15
2.2.1. Renk Sistemleri .....	17
2.2.2. Diş Hekimliğinde Renk Eşleştirmesi .....	21
2.2.2.1. Renk Kılavuzları .....	22
2.2.2.2. Dijital Görüntüleme .....	25

2.2.2.3. Spektrofotometreler.....	26
2.2.2.4. Kolorimetreler .....	27
2.2.2.5. Ağız İçi Tarayıcılar .....	27
2.2.3. Renk Farkının Değerlendirilmesi.....	27
2.3. Materyallerin Test Yöntemleri.....	29
2.3.1. Kırılma .....	29
2.3.2. Bükülme .....	29
2.3.3. Burulma.....	29
2.3.4. Yorgunluk .....	30
2.3.5. Sertlik .....	30
2.3.6. Bağlanma Dayanım.....	30
2.3.7. Yırtılma .....	31
2.4. Termal Döngü .....	31
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	32
3.1. Çalışma Örneklerinin Hazırlığı.....	33
3.2. Çalışma Gruplarının Adlandırılması.....	34
3.3. Termal Döngü Öncesi Hazırlık.....	36
3.4. Termal Döngü Sonrası .....	38
3.5. Kırılma Direncinin Belirlenmesi.....	38
3.6. İstatistiksel Analizler .....	41
4. BULGULAR.....	42
4.1. Termal Döngü Öncesi ve Sonrası Örneklerin L, C ve h Değerleri.....	42
4.2. Örneklerin Renk Değişikliğinin Değerlendirilmesi.....	46
4.3. Renk Değişikliğine Ait Bulgular .....	48
4.4. Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi .....	51
4.5. Kırılma Direncine Ait Bulgular .....	53
4.5.1. Oklüzal Kalınlığın Kırılma Direncine Etkisine Ait Bulgular .....	54
4.5.2. Termal Döngünün Kırılma Direncine Etkisine Ait Bulgular.....	62
4.5.3. Aynı Tasarımda Üretilen Farklı Materyallerin Kırılma Direncine Etkisinin Değerlendirilmesi.....	68
5. TARTIŞMA.....	73
KAYNAKLAR .....	82
HAM VERİLER .....	88

FORMLAR .....	89
ETİK KURUL KARARI .....	90
PATENT HAKKI İZİNİ .....	91
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	92
ÖZGEÇMİŞ .....	93

## TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1 Cam Matris Seramiklerin Kullanım Alanları .....	13
Tablo 2 Polikristalin Seramiklerin Kullanım Alanları.....	14
Tablo 3 Rezin Matris Seramiklerin Kullanım Alanları .....	14
Tablo 4 Örneklerin gruplandırılması .....	35
Tablo 5 GC Cerasmart materyalinden 1 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri.....	42
Tablo 6 GC Cerasmart materyalinden 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri.....	43
Tablo 7 Vita YZ XT materyalinden 1 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri .....	43
Tablo 8 Vita YZ XT materyalinden 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri .....	44
Tablo 9 Vita YZ T materyalinden 1 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri .....	44
Tablo 10 Vita YZ T materyalinden 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri .....	45
Tablo 11 Vita Suprinity materyalinden 1 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri.....	45
Tablo 12 Vita Suprinity materyalinden 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri.....	46
Tablo 13 GC Cerasmart materyalinden 1 ve 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası $\Delta E_{00}$ değerleri.....	47
Tablo 14 Vita YZ XT materyalinden 1 ve 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası $\Delta E_{00}$ değerleri .....	47
Tablo 15 Vita YZ T materyalinden 1 ve 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası $\Delta E_{00}$ değerleri .....	48
Tablo 16 Vita Suprinity materyalinden 1 ve 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası $\Delta E_{00}$ değerleri.....	48
Tablo 17 Materyallerin ortalama $\Delta E_{00}$ ve standart sapma değerleri.....	49
Tablo 18 ANOVA.....	49
Tablo 19 Materyallerin $\Delta E_{00}$ değerlerinin karşılaştırılması.....	50

Tablo 20 GC Cerasmart materyallerinin kırılma anındaki N değerleri .....	51
Tablo 21 Vita YZ XT materyallerinin kırılma anındaki N değerleri.....	51
Tablo 22 Vita YZ T materyallerinin kırılma anındaki N değerleri.....	52
Tablo 23 Vita YZ Suprinity materyallerinin kırılma anındaki N değerleri .....	52
Tablo 24 Materyallerin ortalama kırılma direnci (Newton) ve standart sapma değerleri .....	53
Tablo 25 C.1 ve C.2 grupları arası istatistiksel değerlendirme.....	54
Tablo 26 XT.1 ve XT.2 grupları istatistiksel değerlendirme.....	55
Tablo 27 T.1 ve T.2 grupları arası istatistiksel değerlendirme .....	56
Tablo 28 S.1 ve S.2 grupları arası istatistiksel değerlendirme.....	57
Tablo 29 C.1.T ve C.2.T grupları arası istatistiksel değerlendirme.....	58
Tablo 30 XT.1.T ve XT.2.T grupları arası istatistiksel değerlendirme.....	59
Tablo 31 T.1.T ve T.2.T grupları arası istatistiksel değerlendirme .....	60
Tablo 32 S.1.T ve S.2.T grupları arası istatistiksel değerlendirme.....	61
Tablo 33 C.1 ve C.1.T gurupları arası istatistiksel değerlendirme .....	62
Tablo 34 C.2 ve C.2.T gurupları arası istatistiksel değerlendirme .....	63
Tablo 35 XT.1 ve XT.1.T gurupları arası istatistiksel değerlendirme.....	64
Tablo 36 XT.2 ve XT.2.T gurupları arası istatistiksel değerlendirme.....	64
<b>Tablo 37</b> T.1 ve T.1.T gurupları arası istatistiksel değerlendirme.....	65
Tablo 38 T.2 ve T.2.T gurupları arası istatistiksel değerlendirme.....	66
Tablo 39 S.1 ve S.1.T gurupları arası istatistiksel değerlendirme .....	67
Tablo 40 S.2 ve S.2.T gurupları arası istatistiksel değerlendirme .....	67
Tablo 41 Termal döngü öncesi 1 numaralı tasarımdaki restorasyonların kırılma dirençlerinin istatistiksel değerlendirmesi .....	68
Tablo 42 Termal döngü sonrası 1 numaralı tasarımdaki restorasyonların kırılma dirençlerinin istatistiksel değerlendirmesi .....	69
Tablo 43 Termal döngü öncesi 2 numaralı tasarımdaki restorasyonların kırılma dirençlerinin istatistiksel değerlendirmesi .....	70
Tablo 44 Termal döngü sonrası 2 numaralı tasarımdaki restorasyonların kırılma dirençlerinin istatistiksel değerlendirmesi .....	71

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1 Munsell Renk Uzayı .....	19
Şekil 2 CIELab Renk Uzayı.....	20
Şekil 3 CIELCh Renk Uzayı.....	21
Şekil 4 Esnek nano seramik (GC Cerasmart, Japonya) .....	32
Şekil 5 Extra translüsent zirkonya (Vita YZ XT, Almanya) .....	32
Şekil 6 Translüsent zirkonya (Vita YZ XT, Almanya).....	32
Şekil 7 Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity PC, Almanya) .....	33
Şekil 8 Tasarım Örnekleri (Solda 1. Tasarım, Sağda 2. Tasarım) .....	34
Şekil 9 Simantasyon Düzenegi .....	37
Şekil 10 Termal Döngü Cihazı .....	38
Şekil 11 Kırılma Testi Öncesi.....	39
Şekil 12 Üniversal Test Cihazı .....	39
Şekil 13 Üniversal Test Cihazında Hazırlanmış Örnek .....	40
Şekil 14 Kırılma Testi Sonrası.....	40
Şekil 15 Kırılma Grafiği Örneği .....	41
Şekil 16 CIEDE2000 renk değişikliği formülü.....	46

**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ**

mm: Milimetre

N: Newton

CIE: Commission Internationale de l'Eclairage-Uluslararası Aydınlatma Komisyonu

$\Delta E_{00}$ : CIEDE2000 renk değişikliği

SiO<sub>2</sub>: Silika

K<sub>2</sub>O: Potasyum oksit

Na<sub>2</sub>O: Sodyum oksit

Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: Alüminyum oksit

KAlSi<sub>2</sub>O<sub>6</sub>: lösit

MPa: Megapaskal

Li<sub>2</sub>O: Lityum oksit

LiF: Lityum florür

Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub>: Lityum disilikat

µm: Mikrometre

## ÖZET

Özcan, Erkin. Farklı Kalınlıklarda Hazırlanan Monolitik Restorasyonların Kırılma Direncinin ve Renk Değişikliğinin Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2021

Bu tez çalışmasında termal döngü uygulanan, değişen kalınlıklarda ve farklı materyallerden üretilen monolitik restorasyonların kırılma direnci ve renk değişikliği incelenmiştir.

Anatomik olarak diş hazırlığı gerçekleştirilmiş akrilik diş (26 numara, Fraseco) bilgisayar destekli tasarım ve üretim modeliyle çoğaltılmıştır. Kuronların oklüzal kalınlıkları 1 mm ve 1,5 mm olarak iki farklı tasarımda üretilmiştir. Aksiyal duvarlar ise renk değişiminin aynı kalınlıkta değerlendirilmesi nedeniyle 1 mm olarak tasarlanmıştır. Simante edilen kuronların değişikliği değerlendirilmek amacıyla termal döngü öncesi ve sonrasında spektrofotometre ile renk ölçümü gerçekleştirilmiştir. Aynı örneklere sahip diğer gruplarda termal döngü uygulanmamış örnekler ile termal döngü uygulanmış örneklerin kırılma direnci ölçülmüş ve N olarak kayıt altına alınmıştır.

Çalışmanın sonucunda tüm materyallerde gerçekleşen renk değişikliği kabul edilebilir eşik değerinin altında bulunmuştur. GC Cerasmart (C) ile Vita YZ XT (XT) ve Vita YZ T (T) arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. (C) ile Vita Suprinity (S) arasındaki fark anlamlı değildir. Materyallerinin  $\Delta E_{00}$  değerleri; 1,56 (C), 0,95 (XT), 1 (T) ve 1,19 (S) olarak bulunmuştur.

Termal döngü sonucu kırılma direnci değerlendirildiğinde, sadece (T) materyalinin 1 mm oklüzal kalınlıkta hazırlanan örneğindeki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Materyal kalınlığının artması ile (C) materyali hariç diğer gruplarda kırılma direncindeki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. 1 mm ve 1,5 mm kalınlıktaki (S) materyalinin kırılma direnci diğer tüm materyallerden düşük ve istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Çalışma sonucunda tüm materyaller kabul edilebilir renk uyumu aralığında bulunmuş ve kullanımı uygun görülmüştür. 1 mm oklüzal kalınlıkta (S) materyalinin arka bölge restorasyonlarında kullanımı uygun bulunmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Renk, Termal Döngü, Kırılma, Zirkonya, Hibrit Seramik

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 31568

## ABSTRACT

Özcan, Erkin. Evaluation of Fracture Resistance and Color Change of Monolithic Restorations with Different Thicknesses. Istanbul University Institute of Health Sciences, Department of Prosthodontics. Doctoral Thesis. Istanbul. 2021

In this thesis, the fracture resistance and color change of monolithic restorations produced from different materials and with varying thicknesses, in which thermal cycles were applied, were examined.

Anatomically prepared acrylic tooth (number 26, Fraseco) was reproduced CAD/CAM. The occlusal thicknesses of the crowns are produced in two different designs as 1 mm and 1.5 mm. Axial walls, on the other hand, are designed as 1 mm, due to the evaluation of the color change at the same thickness. In order to evaluate the change of the cemented crowns, color measurement was performed with a spectrophotometer before and after the thermal cycle. The fracture resistance of the non-thermal cycled samples and the thermal cycled samples were measured and recorded as N.

As a result of the study, the color change in all materials was found below the acceptable threshold value. The difference between GC Cerasmart (C) and Vita YZ XT (XT) and Vita YZ T (T) was found to be statistically significant. The difference between (C) and Vita Suprinity (S) is not significant.  $\Delta E_{00}$  values of the materials; It was found to be 1.56 (C), 0.95 (XT), 1 (T) and 1.19 (S).

When the fracture resistance was evaluated as a result of thermal cycling, the difference was found to be statistically significant only in the sample of (T) material prepared in 1 mm occlusal thickness. With the increase in material thickness, the fracture resistance was found to be statistically significant in all groups except (C). The fracture resistance of 1 mm and 1.5 mm thick (S) material was lower than all other materials and statistically significant.

As a result of the study, all materials color change were found acceptable and were found suitable for use. The material (S) with 1 mm occlusal thickness has not been found suitable in posterior restorations.

Key Words: Color, Thermal Cycle, Fracture, Zirconia, Hybrid Ceramic

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. 31568

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Metal destekli seramikler altın standart olarak kabul edilmesine rağmen metal altyapının yeterli derecede maskelenememesinden kaynaklı estetik beklentilerin karşılanamaması nedeniyle yeni seramik materyalleri ve yapım teknikleri geliştirilmeye başlanmıştır<sup>1, 2</sup>. Estetik beklentinin karşılanmasına olanak sağlayan zirkonya destekli seramik restorasyonlarının zirkonya ile seramik arasındaki kohesiv kopma ve kırılma sorunu olduğu ve bu durumun uzun dönem klinik başarıda önemli rol oynadığı bildirilmektedir<sup>3</sup>. Bu önemli dezavantaj nedeniyle monolitik restorasyonların kullanımı popüler bir hal almıştır<sup>4</sup>. Monolitik restorasyonların avantajları arasında yüksek estetik beklentiyi karşılayabilmeleri, biyouyumlulukları ve kabul edilebilir dayanıklılıkları gösterilebilir<sup>5</sup>. Bilgisayar destekli tasarım ve üretimin gelişmesiyle birlikte monolitik restorasyonların kullanımı yaygınlaşmıştır. Monolitik restorasyonların tercih edilmesinin nedenleri arasında üretim kolaylığı, tek tabaka üretilmesi nedeniyle sık karşılaşılan altyapı ile seramik arasındaki bağlantı sorunun ortadan kalkması gösterilebilir<sup>6</sup>. Monolitik restorasyonlarda son yıllarda sık kullanılan materyaller lityum disilikat ve zirkonya olarak öne çıkmaktadır. Bu materyallere alternatif olarak zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve hibrit seramikler geliştirilmiştir<sup>7</sup>.

Protetik restorasyonun estetik değerini etkileyen faktörlerden bir tanesi de renktir. Renk kullanılan materyalin içeriğine ve kalınlığına, kullanılan simanın yapısına ve rengine bağlıdır<sup>8</sup>. Rengin üretilmek istenen değerler ile uygunluğu, rengin stabilizasyonu estetik beklentiyi karşılamada önemli bir rol alır<sup>9</sup>.

Çalışma, artan estetik beklentiyi karşılayabilecek farklı materyallerden üretilmiş monolitik restorasyonların azaltılmış kalınlıklarda yeterli kırılma direncine sahip olup olmadığını inceleyerek arka bölgede kullanım uygunluğunun araştırılmasını hedeflemektedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Tam Seramik ve Hibrit Sistemler

Seramikler 100 yılı aşkın bir zamandır diş hekimliğinde kullanılmaktadırlar. 1886 yılında Charles H. Land ilk tam seramik jaket restorasyonları tanıtmasıyla bu alandaki gelişmeler başlamıştır<sup>10</sup>. Üretim aşamasındaki soğutma işleminde gerçekleşen iç çatlak oluşumu restorasyonların başarısını düşürmüştür ancak 1950'li yıllarda metal destekli restorasyonların tanıtılmasına kadar kapsamlı olarak kullanılmıştır. Metal destekli restorasyonlar ise estetik beklentileri karşılamamıştır. Mc Lean ve T.H. Hughes 1965 yılında üretim aşamasında alüminyum oksit ekleyerek seramiği güçlendirmişlerdir<sup>11</sup>. Bununla birlikte seramik restorasyonların dayanıklılığının, estetiğinin, üretim şekillerinin gelişim serüveni devam etmiştir.

Materyallerin gelişmesi ile birlikte materyal seçimi karmaşık bir hal almaya başlamıştır. Materyal seçiminde bize yol gösterecek, o materyale özgü ayırıcı özelliklerini belirtildiği bir sınıflama yapma gereksinimi doğmuştur. Farklı sınıflamalar olmakla birlikte materyali içeriğine göre sınıflandırmak daha akılcı bir yol izlemek olacaktır. Bu nedenle yeni bir sınıflandırma sistemi ortaya çıkmıştır<sup>12</sup>. Yazarlar aynı zamanda sınıflandırma sisteminde; materyalin hangi bölgede kullanılabileceğinin (arka bölge/ön bölge), restorasyon türünün (parsiyel kuron/tam kuron, kısa dönem/uzun dönem restorasyon) ve simantasyon türünün (adeziv/geleneksel) olması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu sınıflandırma ile tam seramikler ile hibrit malzemeler 3 ana gruba ayrılmıştır:

- Cam matris seramikler
- Polikristalin seramikler
- Rezin matris seramikler

#### 2.1.1. Cam Matris Seramikler

Cam faz içeren seramik materyaller bu ana grupta yer almaktadır. Bu ana grup altında 3 alt grubu şu şekilde sınıflandırabiliriz:

- Feldspatik seramikler
- Sentetik seramikler

- Cam infiltre seramikler

### 2.1.1.1. Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramikler kil/kaolin, silika ve feldspattan oluşan geleneksel bir seramik grubudur. Feldspat, demir ve mika yönünden zengin kayalarda bulunabilen grimsi kristalin bir mineraldir. Silika ( $\text{SiO}_2$ ), translüsentliği etkileyen matris bileşenidir (%55-65). Kil/kaolin, opak özelliğe sahip olduğu için sınırlı miktarda (%4) kullanılan hidrate alüminyum silikattır. Seramik partiküllerini birbirine bağladığı için bileşimde kullanılır<sup>13</sup>.

Feldspatik seramikler, camsı faz ve bir veya daha fazla kristal faz ile birlikte çeşitli miktarlarda poroziteden oluşan yapıdadır. Kristal faz ve porozite miktarlarına göre feldspatik seramiklerin mekanik ve optik özellikleri büyük farklılıklar gösterir. Kristal faz miktarının artırılması, çatlak yayılımına karşı direnci artırırken translüsentliği ise azaltmaktadır<sup>14</sup>.

### 2.1.1.2. Sentetik Seramikler

Doğal kaynaklara ve bunların içsel varyasyonlarına daha az bağımlı kalmak için, seramik endüstrisi "sentetik" olarak adlandırılan cam seramikler üretmiştir. Böylelikle daha fazla kristal faz varlığında seramiğin mekanik özellikleri geliştirilmiş, çatlak oluşum olasılığı azaltılmış ya da meydana gelmişse yayılımı yavaşlatılmıştır<sup>12</sup>.

Cam seramiğin mikro yapısında, yayılmış vaziyette bulunan translüsent camsı faz (matris) ile örtülü kristal faz (kristaller) bulunmaktadır. Camsı faz, translüsentlik, kırılma ve kırılma hareket yönü belirsizliği gibi camın olağan özelliklerine sahiptir. Kristal faz, ışık dağılımını ve opaklığı geliştirir, böylece şeffaf camsı fazın dış sert dokularına (mine ve dentin) renk adaptasyonu sağlanır. Aynı zamanda seramik materyaline, fırınlamada stabilite ve ağızda meydana gelen streslere karşı direnç sağlar.

Kristaller, kontrollü çekirdeklenme ve kristalizasyonla yapay olarak yaratılır. Camın bileşimine ve işlenmesine göre kristallerin boyutu ve dağılımı ayarlanır. Bu işlem, homojen yapı, iyi optik özellikler, uygun aşınma özellikleri sergileyen "özel yapı" malzemelerin üretilmesine olanak sağlar.

Sentetik cam seramiğin nihai mekanik özellikleri iki faktör grubu tarafından belirlenir: iç ve dış faktörler. İç faktörler, kristallerin boyutu, sayısı, geometrisi ve dağılımı (homojenite) ve ayrıca kristal faz ile camı matris arasındaki termal genişleme/büzülme eşleşmesidir. Malzemenin uzun dönem performansı, üretim koşulları ve ağız ortamı koşulları gibi dış faktörlere de bağlıdır<sup>14</sup>.

Sentetik seramiklerin bileşimleri üreticilere göre değişim gösterir, ancak genel olarak silisyum dioksit ( $\text{SiO}_2$ ), potasyum oksit ( $\text{K}_2\text{O}$ ), sodyum oksit ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) ve alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) içerir. Cam faz, altyapı materyali ile termal genişleme katsayısı uyumluluğu ve seramiğin mukavemetini geliştirmek için lösitle ek olarak apatit kristalleri ile birleştirilebilir. (örneğin, polikristalin alümina ve cam infiltre seramikler için Vita VM7 ve Cerabien ve polikristalin zirkonya için VM9, Cerabien ZR ve IPS e.max Ceram).

#### 2.1.1.2.1. Lösit Bazlı Seramikler

Lösit bazlı seramikler, geleneksel feldspatik seramiklerle aynı üç bileşenli faz sisteminde ( $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ ) lösitin kontrollü kristalizasyonu ile yapılır, ancak  $\text{K}_2\text{O}$  içeriği ağırlıkça en az %12'dir. Rastgele şekillendirilmiş 1-5  $\mu\text{m}$  lösit kristalleri camı matriste %35 ile %55 arasında değişen oranlarda eşit ve yoğun olarak dağılmış olarak bulunur<sup>15</sup>.

Tetragonal lösit ( $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$ ), cam yapının yüzeyinde başlayan ve kütlede içeri doğru yayılan bir yüzey kristalizasyon mekanizması ile cam sisteminde çekirdeklenir ve büyür. Çekirdeklerin yoğunluğunu arttırmak ve cam-seramik gövde boyunca kristallerin daha fazla kristalleşmesi ile birlikte homojen dağılımını sağlamak için, ince taneli bir başlangıç cam tozunun kullanılması ve sıkıştırılması gerekir. Her bir cam partikülünde çekirdeklenen ve büyüyen kristaller 950 °C'de fırınlanma ile tamamen yoğun ve homojen bir cam-seramik blok oluşturmak üzere birleşir. Kristal büyüme oranını maksimize etmek için, 1050 °C'de ikinci bir fırınlama gereklidir. Böylelikle 160 MPa'lık bir bükülme direncine sahip bir cam-seramik üretilmiş olur. Kristallerin miktarı ve kristalleşme kinetiği, camın kimyasal bileşimi ve uygulanan termal işlem ile belirlenir<sup>16</sup>.

$\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$  bileşen sistemine  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{Li}_2\text{O}$  veya  $\text{LiF}$  gibi bileşenlerin eklenmesi camın füzyon sıcaklığını düşürür ve lösit kristalleşme oranını artırır. Büyük miktarda lösit kristali, çatlakların yayılmasını bozarak ve durdurarak camı güçlendirir.

Lösit kristallerinden biraz daha düşük bir termal genleşme katsayısına sahip olan artık cam, cam seramiğin mukavemetini daha da arttıran sıkıştırmaya tabi tutulur<sup>16</sup>.

Lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin temel avantajları, yüksek ve ayarlanabilir translüsentliği ve yapısına metal oksit pigmentlerinin eklenmesiyle doğal diş tonlarında renklendirme imkânı sayesinde mükemmel bir estetik sunmalarıdır. Ancak mekanik özellikleri nedeniyle kullanımı ön ve arkada bölge tek üyeli restorasyonlar, inley, onley ve laminate veneer restorasyonlar ile sınırlıdır<sup>17</sup>.

#### 2.1.1.2.2. Lityum Disilikat ve Türevleri Bazlı Seramikler

İkinci nesil olarak adlandırılan lityum disilikat bazlı seramikler, ana kristal faz olarak lityum disilikat ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) içerir. Lösit bazlı seramiklerle aynı ekipman kullanılarak fırınlama 910 °C ila 920 °C sıcaklık aralığında gerçekleştirilir. Yapısında, camsı bir matris içinde hacimce %65 oranda dağılmış yüksek oranda birbirine kenetlenen prizmatik lityum disilikat kristallerden (2 ila 5  $\mu\text{m}$  uzunluğunda, 0.8  $\mu\text{m}$  çapında) bulunur. Porozite miktarı ise hacimce yaklaşık %1'dir. Birinci nesil lösit bazlı seramiklerle karşılaştırıldığında, lityum disilikat bazlı seramiklerin ana avantajı, gelişmiş bükülme direncidir (350 MPa). Daha yüksek bir kristallik oranı ve yüksek oranda birbirine kenetlenmiş, iğne şeklindeki uzun lityum disilikat kristallerinden oluşan bir mikro yapıya sahip olması ile açıklanabilir. Ayrıca, lityum disilikat kristalleri ile camsı matris arasındaki termal genleşme uyumsuzluğu, çoklu çatlak saptırmalarına neden olur ve böylece çatlak yayılmasına karşı direnci arttıran gerilimlere yol açar. Kristallerin yüksek oranda olmaları nedeniyle presleme işleminde yatay yönde hizalandığı ve bu dizilimin dikey yönde çatlak ilerlemesine karşı yüksek bir dirençle karşılaştığı bildirilmiştir<sup>17</sup>.

Yüksek bükülme direnci, iyi ve ayarlanabilir translüsentliği sayesinde lityum disilikat cam seramiklerin kullanım alanları laminate veneerler, inleyler, onleyler, kuronlar ve ikinci premolara kadar 3 üyeli protetik restorasyonlar olarak sıralanabilir. Renklendirme işlemi, daha sonra camsı matris içinde çözünecek metal oksitlerin başlangıç cam toza doğrudan eklenmesiyle elde edilir. Bu metal iyonları  $\text{V}^{3+}$  (sarı),  $\text{Ce}^{4+}$  (sarı) ve  $\text{Mn}^{3+}$  (kahverengimsi) olarak sıralanır. Lityum disilikat cam seramiğinin kimyasına ve termal genleşme katsayısına uyum sağlamak için üretici firma (Ivoclar) tarafından florapatit kristalleri içeren yeni bir cam seramik türü geliştirildi. Bu cam

seramik üstyapı olarak ve laminate veneer olarak kullanımı sunulmuştur, sonraki bölümde detaylı olarak anlatılmaktadır<sup>15</sup>.

Ek olarak, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ( $\text{Li}_2\text{O}_3\text{Si}$ ) seramikler piyasaya sunulmuştur. Bunların üretimi, cam bileşimlerine ağırlıkça yaklaşık %10 zirkonyum oksidin eklenmesine dayanır. Zirkonya çekirdeklenmeyi başlatan ajan olarak görev alır ve bunun sonucunda: %25 oranda çok ince lityum metasilikat ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) ve %11 oranda lityum disilikat ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) kristalleri oluşur<sup>18, 19</sup>.

Yüksek silika içeriğine (%56 ila %64) rağmen içeriğindeki lityum oksit (%15 ile %21) ve zirkonyum oksit (%8 ila %12) sayesinde lityum disilikat bazlı cam seramiklere göre yüksek bükülme direncine sahiptirler (420 MPa)<sup>13</sup>.

### 2.1.1.2.3. Fluorapatit Bazlı Seramikler

Fluorapatit bazlı cam seramik (IPS e.max® Ceram), özellikle lityum disilikat bazlı seramikler (IPS e.max Press®) ile zirkonyadan üretilen altyapılarda üstyapı olarak kullanılmak üzere tasarlanmış, düşük erime özelliğine sahip bir alüminosilikat cam seramiktir. Kontrollü kristalizasyon mekanizması yoluyla kristalleşir ve sonucunda; 0,1 µm çapında ve 0,3 µm'den az uzunluğa sahip nano-florapatit kristalleri ile birlikte 0,3 µm çapında ve 2–5 µm uzunluğunda mikroflorapatit kristalleri oluşur. İki kristal türü farklı konsantrasyonlarda ayarlanabilmektedir. İki kristal cam seramik içeriğinde %19 ila %23 oranda bulunur. Mikroflorapatit kristallerinin miktarı translüsentliği belirlerken nano-florapatit kristallerin miktarı ise parlaklık ve opaklığı belirler<sup>16</sup>.

Yaklaşık %60 oranında silika içeriğine ve ağırlıkça yaklaşık %12 oranında alümina içeriğine sahip olması nedeniyle diğer tüm seramik malzemelerle karşılaştırıldığında bükülme direnci daha düşüktür (90-110 MPa). Bu nedenle altyapı olarak kullanımı uygun değildir. Üstyapı ve laminate veneer olarak kullanımı uygundur<sup>13</sup>.

### 2.1.1.3. Cam İnfiltre Seramikler

Slip cast tekniği veya CAD/CAM bloklardan frezelenerek üretilir. Slip cast tekniği ile poröz bir yapı elde edilir ve sinterleme sonrası lantan oksit camın infiltre edildiği camsı faz ile kristalin iç içe geçtiği bir ağ oluşturulur. Alümina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ),

magnezyum alüminyum oksit ( $MgAl_2O_4$ ) ve zirkonya-alümina ( $12Ce-TZP-Al_2O_3$ ) olmak üzere üç kristal faz mevcuttur<sup>14</sup>. CAD/CAM blokların üretimi, seramik tozunun kuru preslenme yöntemi kullanılarak açık poröz yapıya ulaşılan kadar sıkıştırılmasıyla gerçekleştirilir. Makro porozite sayısı, slip cast tekniğine göre daha düşük ancak daha homojendir. Materyal daha sonra sinterlenir ve lantan oksit cam infiltre edilir<sup>20</sup>.

Vita In-Ceram® Alumina, piyasaya sürülen ilk sistemdir (1989). Hacimce %75 oranda polikristalin alüminyum oksit ve %25 cam infiltrasyonundan oluşur. 400-500 MPa'lık bükülme direnci nedeniyle ön bölge ve arka bölge tek üye protetik restorasyonlar ile ön bölgede 3 üyeli protetik restorasyonlarda kullanımı uygundur. Ancak opaklık nedeniyle üst yapı seramiği kullanılması önerilmiştir<sup>21</sup>.

Vita In-Ceram® Spinell, hacimce %78 oranda magnezyum alüminyum oksit ( $MgAl_2O_4$ ) ve %22 cam infiltrasyonundan oluşur. In-Ceram® serisinde en fazla translüsentliğe sahip olmasının yanında aynı zamanda en düşük bükülme direncine (350 MPa) sahiptir. Bu nedenle kullanımı inleyler, onleyler ve ön bölge tek üyeli protetik restorasyonlarda uygundur<sup>16</sup>.

Vita In-Ceram® Zirconia, hacimce %34 alüminyum oksit, %33 seryum oksit ile stabilize edilmiş zirkonya ( $12Ce-TZP$ ) ve %23 oranda cam infiltrasyondan oluşur. In-Ceram® serisinin en güçlü malzemesidir ve 700 MPa'lık bükülme direncine sahiptir. Opak özellikte olduğu için arka bölgede tek ve 3 üyeli protetik restorasyonlarda kullanımı uygundur<sup>14, 20</sup>.

### 2.1.2. Polikristalin Seramikler

Cam faz içermeyen seramik materyaller bu ana grupta yer almaktadır. Bu ana grup şu şekilde alt gruplara ayrılmaktadır:

- 1) Alümina
- 2) Stabilize zirkonya
- 3) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

### 2.1.2.1. Alümina

İlk polikristalin seramik 1993'te Procera™ AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ticari marka adı altında piyasaya sürüldü<sup>20</sup>.

Alüminyum oksit kristalleri yıllarca, seramiklerinin stabilitesini arttırmak için kullanılmıştır ve bu işlem dispersiyon sertleştirme olarak adlandırılır<sup>13</sup>. Dispersiyon sertleştirme (serpinik sertleştirme), metale çok küçük ve sert partiküllerin dahil edilmesini içerir, malzemenin kuvvet karşısında dislokasyon hareketini kısıtlar ve böylece mekanik özelliklerini iyileştirir<sup>22</sup>.

Alümina, kıyaslama yapmak gerekirse hidrolize karşı yüksek dirence, düşük ısı iletkenliğine ve yüksek bükülme direncine (> 500 MPa) sahiptir. Alümina bloklar (%99,5 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren) başlangıçta kısmen sinterlenmiş olarak üretilir ve bu da üretim aşamalarını kolaylaştırır. Tasarım sonrası üretimdeki sinterleme işlemi sırasında meydana gelen büzülme tam olarak hesaplanabilir, böylece hassas kenar uyumlu restorasyonlar elde edilir. Sinterlenmiş durumda yapılan aşındırma yapıda faz dönüşümüne neden olmadığından, tekrar fırınlamaya gerek kalmadan yeniden şekillendirmek mümkündür<sup>13</sup>.

380 GPa'lık yüksek elastisite modül sahip alümina, kırılmalara eğilimlidir. Ayrıca, dönüşümle sertleştirilme özelliğine sahip stabilize edilmiş zirkonya gibi gelişmiş mekanik özelliklere sahip malzemelerin artan kullanımı, alümina kullanımının azalmasına yol açmıştır<sup>13</sup>.

### 2.1.2.2. Stabilize Zirkonya

Saf zirkonya, malzemenin sıcaklığına bağlı olarak üç kristalografik yapıda oluşan polimorfik bir malzemedir. Aynı kimyasal bileşime sahip farklı yapıların farklı bir atomik düzene sahip olması allotropi olarak bilinir. 2680 °C erime noktasından soğutulduğuna 2370 °C'ye kadar kübik faz, 2370 °C ile 1170 °C arasında tetragonal faz, 1170 °C'den oda sıcaklığına monoklinik fazdadır. Saf zirkonyadan yapılan restorasyonun içinde meydana gelen gerilim (sinterlemeden sonraki soğutma sırasında) çok sayıda mikro çatlaklara neden olur ve sonucunda restorasyon erken kırılır<sup>13</sup>. Saf zirkonyanın CaO, MgO, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> veya CeO<sub>2</sub> gibi stabilize edici oksitler ile alaşımlanması, tetragonal yapının oda sıcaklığında yarı kararlı olmasına yol açar<sup>23</sup>.

Tetragonal faz, yarı kararlıdır ve seramik yüzeyindeki çatlak oluşumu gibi mekanik uyarılara yanıt olarak monoklinik faza dönüşebilir. Çatlağın ucunda oluşan stres dönüşümü tetikler. Kırık bölgesindeki bu tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme, monoklinik kristallerin hacimce yaklaşık %4'lük bir artışı eşlik eder. Bu hacim artışı ile aynı zamanda dönüşüm sırasında harcanan enerji, çatlağın ucunda sıkıştırma stresine neden olur ve çatlağın büyümesi engellenir. Bu mekanizmaya dönüşüm sertleşmesi denir ve mekanik özelliklerde bir artışla sonuçlanan çatlak yayılmasını etkili bir şekilde engeller (yani, durdurur). Zirkonyanın bükülme direnci (900–1200 MPa), alüminanın yaklaşık iki katıdır. Bunun yanında, çatlak yayılımının tamamen engellenmediği de göz önünde bulundurulmalıdır<sup>20</sup>.

Zirkonyada kendiliğinden gelişen “yaşlanma süreci” ile düşük ısı bozunması (low thermal degrading) olarak bilinen nispeten düşük sıcaklıklarda su varlığında yarı kararlı tetragonal fazın monoklinik faza aşamalı kendiliğinden dönüşümü gerçekleşmektedir. Zirkonya yüzeyinde izole edilmiş grenlerde başlayan ve hacim artışına neden olan yavaş bir dönüşümdür. Bu, yakın grenleri sıkıştırır ve suyun nüfuz etmesine izin veren bir mikro çatlak ortaya çıkar ve süreç ilerler, sonucunda ise mukavemette dikkate değer bir düşüş gözlenir. Bu mukavemet kaybı, zirkonya seramikleri için farklılık göstermektedir, çünkü bu kayıp stabilizatörün konsantrasyonu ve dağılımı, grenlerin boyutu ve kalan gerilmelerin varlığı gibi faktörlerle ilişkilidir<sup>20</sup>.

Stabilizatörlerden en yaygın olarak kullanılan, tetragonal form için %3 mol ve kübik formu için %8 mol içeriğinde itriyum oksittir ( $Y_2O_3$ ). İtريyum oksit ile stabilize zirkonyanın (Y-TZP) su varlığında düşük ısı bozunmasına eğilimli olduğu iyi bilinmektedir. Y-TZP'nin düşük ısı bozunmasına maruz kalması, başka stabilizatörlerin de kullanımını teşvik etmiştir. Bunlardan biri de alüminyum oksittir ( $Al_2O_3$ ). Alüminyum oksit, Y-TZP seramiklerinin yaşlanma sürecindeki stabilizasyonda önemli bir role sahip gibi görünmektedir ve çok düşük konsantrasyonda kullanılır. Yüksek konsantrasyonda kullanımı mekanik özellikleri arttırmamakta aksine azaltmaktadır. Ağırlıkça %0.25 miktarında alüminyum oksit eklenmesinin mekanik özellikleri değiştirmeden düşük ısı bozunmasını önlediği aktarılmıştır<sup>24</sup>.

Seryum oksit ( $CeO_2$ ) ile stabilizasyon, Y-TZP'ye göre daha iyi termal stabilite ve düşük ısı bozunmasına karşı direnç sağlar. Seryum oksit, stabilite derecesini korumak için itriyum oksit ( $Y_2O_3$ ) ile karşılaştırıldığında daha fazla miktarda gereklidir (%12 mol).

Zirkonyaya seryum oksit eklemenin bir başka olumlu etkisi, bu bileşiğin “plastik benzeri” davranışdır (Ce-TZP kırılmadan önce bükülebilir). Ce-TZP seramik malzemelerinin en büyük dezavantajı,  $Ce^{4+}$  iyonlarının kimyasal dengesizliği sonucunda kolaylıkla  $Ce^{3+}$  iyonlarına indirgenebilen kimyasal dengesizliğidir.  $Ce^{3+}$  iyonları,  $Ce^{4+}$  iyonlarına kıyasla tetragonal zirkonyaya karşı aynı stabilize etme kabiliyetine sahip değildir. Öte yandan,  $CeO_2$  sarı renktedir ve nihai restorasyonunun rengini neredeyse kahverengimsi olacak şekilde etkilemektedir<sup>25</sup>.

Magnezyum oksit ile kısmen stabilize edilmiş zirkonyumun (Mg-PSZ) mikro yapısı, kübik stabilize edilmiş zirkonya matrisi içinde tetragonal kristal kümelerinden oluşur. Eklenen stabilizatör MgO'dur (%8-10 mol). Poröz yapısı, büyük gren boyutu (30-60  $\mu m$ ) ve 3Y-TZP ile karşılaştırıldığında düşük mekanik özellikleri nedeniyle kullanımı yaygın olmamıştır<sup>26</sup>.

Zirkonya kullanımı geleneksel olarak protetik restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılması ile beraber aynı zamanda da monolitik restorasyon olarak da kullanılmaktadır. Monokromatik ve polikromatik olarak üretimleri mevcuttur. Monokromatik (tek renkli) olarak kullanılabilirdiği gibi gerektiğinde solüsyonlarla renk infiltrasyonu gerçekleştirilerek renklendirme yapılabilir. Polikromatik (çok renkli) özellikte materyaller ise sinterleme öncesi bazı metal oksitlerin katılması ile elde edilmektedir. Bu polikromatik blokların çıkış amacı ise mine ile dentin arasındaki renk farklılıklarını taklit eden blokların üretimini gerçekleştirmektir. Diş hekimliğinde bu blokların popülerliği artmaktadır. Bir diğer güncel gelişme ise bu bloklardaki translüsentliği arttırmaya yöneliktir. Son yıllarda bu yönde gelişen materyallerin diş hekimliği pratiğinde kullanımının artması beklenmektedir<sup>12</sup>.

### **2.1.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina-Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya**

Zirkonya ve alüminadan oluşan bu kompozitler, kanıtlanmış biyouyumlulukları ve monolitik bileşenlere kıyasla üstün mekanik özellikleri nedeniyle biyomateryal olarak pratikte uygulama alanları bulmuştur (iki veya daha fazla farklı fazın birleşimi kompozit olarak adlandırılmaktadır). Bu kompozitler, alümina ana faz olduğunda zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) veya ana faz zirkonya olduğunda alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) olarak sınıflandırılır<sup>12</sup>.

ZTA ortopedi alanında biyomateryal olarak kullanılmış ancak henüz diş hekimliğinde pek uygulama alanı bulamamıştır. Bunun ana nedeni muhtemelen bu malzemenin opak olması ve bu nedenle estetik açıdan olumlu değerlendirilmemesidir. Bununla birlikte, cam infiltre edilmiş poröz alümina-Ce-TZP matrisinin bir istisnası vardır. Bu cam infiltre edilmiş malzeme InCeram-Zirconia® sistemi (Vita, Bad Sackingen, Almanya) olarak bilinir ve diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Ziraldent® (Metoxit, Thayngen, İsviçre) ve NANOZR® (Panasonic Electric Works, Osaka, Japonya) ticari markalı ürünler ise ATZ sınıfındadır<sup>27</sup>. ATZ kompozit malzemelerin Y-TZP'ye kıyasla avantajları, düşük ısı bozunmasına karşı gösterdiği direnç, daha yüksek mukavemet ve kırılma tokluğudur. Bu kategorideki kompozitler için farklı formülasyonlar ne olursa olsun, bu kategoriye dahil edilecek gelecekteki malzemelerde de muhtemelen bir cam fazının olmayışını takip edecektir<sup>12</sup>.

### 2.1.3. Rezin Matris Seramikler

Rezin matris içeren bu seramik materyaller gelişmekte olan materyaller olduğundan alt gruplarının artması muhtemel gözükmektedir. Bu grup, seramik parçacıklarla infiltre edilmiş organik matris içeren materyalleri kapsar. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) porselen/seramik terimini “preslenmiş, fırınlanmış, cilalanmış veya frezelenmiş olan ağırlıkça yüksek inorganik yapıya sahip ısıya dayanıklı bileşenler; porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler” olarak tanımlar. Bu nedenle, bu bölümde sunulan malzemeler ağırlıklı olarak (ağırlıkça>%50) inorganik bileşiklerden oluştukları için bu sınıflandırmada yer almaları uygun bulunmuştur<sup>12</sup>.

Bunlardan ilki, Lava Ultimate (3M ESPE) ticari marka adı altında, yüksek oranda çapraz bağlı bir polimerik matrise bağlı nanoseramik parçacıklar (nanomer ve nanoküme parçacıkları) içerdiğinden “rezin nano seramik” (Resin Nano Ceramic-RNC) olarak tanıtılmıştır. Lava Ultimate, iki tür nanomer içerir: 20 nm çapında silika nanomerler ve 4 ila 11 nm çapında zirkonya nanomerler. Rezin matrise yüksek oranda seramik partiküllerinin (ağırlıkça yaklaşık %80) eklenmesi partiküllerin nano boyutta olması kaynaklıdır. Materyal, özel bir ısı işlem sürecinden geçtikten sonra kürlenmesi tamamlanmış olur böylece frezelenmekten sonra ek fırınlanma ihtiyacı duymaz. Kompozit malzemelere kıyasla daha yüksek bükülme direncine (200 MPa) sahiptirler. Bir matris olarak polimerik rezin, kompozitlerin sahip olduğu bazı özellikler ile katkıda bulunur:

malzeme kırılğan değildir ve şok emici özelliklere sahip olduğundan kırılmaya dirençlidir. Yüksek seramik içeriğine rağmen, bu malzemenin kullanım alanı olarak sadece inleyler, onleyler ve veneerler uygun gösterilmektedir<sup>13</sup>.

Bir diğer materyal ise "polimer infiltre seramik ağ" (polymer-infiltrated ceramic-network (PICN)) olarak adlandırılmaktadır. PICN, polimer matris (ağırlıkça %14) infiltre edilmiş, sinterlenmiş seramik matris (ağırlıkça %86) içeren bir yapıdan oluşur. PICN'nin bileşim analizinde, ana faz olarak lösit ve polimer bazlı bir ağ ile birbirine bağlı küçük bir faz olarak zirkonya ile baskın bir seramik ağı gösterilmiştir. Polimer bazlı ağda yüksek miktarda karbon bulunmuştur. Malzemenin fazları arasında bazı mikro çatlaklar gözlemlenmiştir<sup>28</sup>. Kullanım alanları şu şekilde belirtilmiştir: arka ve ön bölge tek üye restorasyonlar, laminate veneerler, inley ve onleyler<sup>29</sup>. PICN olarak adlandırılan hibrit blokların bükülme direnci 160 MPa'a kadar çıkmaktadır<sup>30</sup>.

Bir diğer materyal ise GC Cerasmart (GC) ticari marka adı altına kendini "esnek nano seramik" (flexible nano ceramic (FNC)) olarak adlandırmıştır. FNC, nispeten küçük ve tekdüze dağılmış alümina-baryum-silikat partiküllerinin (ağırlıkça %71) rezin matris içerisine infiltrasyonu ile oluşur. Diğer hibrit malzemelerle karşılaştırıldığında bükülme direnci (yaklaşık 242 MPa) önemli ölçüde daha yüksektir<sup>31</sup>.

Tüm bu gruptaki materyaller, dentine benzer bir elastisite modülüne ve feldspatik cam seramiklerden önemli ölçüde daha yüksek esnekliğe sahiptir, bu nedenle kalıcı deformasyon veya başarısızlık olmadan önemli ölçüde daha yüksek stresi absorbe edebilirler. Frezeleme ünitesindeki işlem süresi, diğer seramik malzemelere göre daha kısadır. Frezelemeden sonra sinterlemeye veya kristalizasyon için fırınlanmasına gerek yoktur. Restorasyonun son hali yüzey polisajı ile elde edilebilir. Hibrit materyaller aşınmaya dayanıklıdır ve karşı dişlerde az aşındırma meydana getirirler. Restorasyonlar ağızda kolayca onarılabilir<sup>32</sup>.

**Tablo 1** Cam Matris Seramiklerin Kullanım Alanları

Cam Matris Seramikler					
	Altyapı (A) / Monoloitik (M) / Üstyapı (Ü)	Klinik Endikasyonları			
		Veneer	Kısmi Restorasyonlar	Tam Kuron Restorasyonlar Ön Bölge (Ö) Arka Bölge (A)	Köprü Restorasyonlar
Feldspatik seramikler	M / Ü	+			
Sentetik seramikler					
1) Lösit bazlı seramikler	A / M	+	+	+(Ö)	
2) Lityum disilikat ve türevleri bazlı seramikler	A / M	+	+	+(Ö / A)	3 üyeye ve büyük azılara kadar
3) Fluorapatit bazlı seramikler	Ü				
Cam infiltre seramikler					
1) Alümina	A			+(Ö / A)	3 üyeye kadar (Ön bölge)
2) Alümina ve magnezyum	A			+(Ö)	
3) Alümina ve zirkonya	A			+(Ö / A)	3 üyeye kadar (Arka bölge)

**Tablo 2** Polikristalin Seramiklerin Kullanım Alanları

Polikristalin Seramikler					
	Altyapı (A) / Monoloitik (M) / Üstyapı (Ü)	Klinik Endikasyonları			
		Veneer	Kısmi Restorasyonlar	Tam Kuron Restorasyonlar Ön Bölge (Ö) Arka Bölge (A)	Köprü Restorasyonlar
Alümina	A	+		+ (Ö / A)	+
Stabilize zirkonya	A / M		+	+ (Ö / A)	+
Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya	A / M		+	+ (Ö / A)	+

**Tablo 3** Rezin Matris Seramiklerin Kullanım Alanları

Rezin Matris Seramikler					
	Altyapı (A) / Monoloitik (M) / Üstyapı (Ü)	Klinik Endikasyonları			
		Veneer	Kısmi Restorasyonlar	Tam Kuron Restorasyonlar Ön Bölge (Ö) Arka Bölge (A)	Köprü Restorasyonlar
Rezin Nano Seramik (RNC)	M	+	+	+ (Ö / A)	
Polimer infiltre seramik ağ (PICN)	M	+	+	+ (Ö / A)	
Esnek nano seramik (FNC)	M	+	+	+ (Ö / A)	

## 2.2. Renk

Genel olarak modern renk biliminin temellerinin İngiliz matematikçi ve filozof Isaac Newton (1642-1747) tarafından atıldığı düşünülmektedir. 17. yüzyılda Newton deneysel fizik üzerine çalışmalarına başlamadan önce de görünür ışığın (güneş ışığının) bir prizma ile gökkuşağı renklerine ayrılabilceği biliniyordu. Newton, görünür ışığın 'spektrumunda' yalnızca yedi rengin (kırmızı, turuncu, sarı, yeşil, mavi, çivit mavisi ve menekşe) mevcut olduğunu, oysa görünür spektrumda aslında çok daha fazla renk bulunduğunu düşünüyordu. Newton, iki prizma kullanarak, bir prizma tarafından bir spektruma dağıtılan güneş ışığı demetinin, ikinci bir prizmadan geçerek beyaz ışığa geri döndürülebileceğini göstermiştir. Bunu yaparken Newton, akromatik ışığın (renksiz veya beyaz ışık) tüm spektrumdaki renklerin bir kombinasyonu olduğunu kanıtlamıştır<sup>33</sup>.

Görünür ışık demetinde bulunan dalga boylarının birleşik yoğunlukları, renk olarak adlandırılan özelliği belirler. Görünür ışık, insan gözü tarafından tespit edilebilen yaklaşık 380-780 nm dalga boyu aralığında<sup>33</sup> elektromanyetik ışımaya enerjisinin bir şeklidir. Bir nesnenin ya ışık yayması ya da görünür olması için gelen ışığı harici bir kaynaktan yansıtması ya da iletmesi gerekir. Renk algısının, fiziksel bir uyarana fizyolojik bir tepkinin sonucu olduğu söylenebilir<sup>34</sup>.

Göze gelen bir nesneden gelen ışık, kornea merceği tarafından retinaya odaklanır. Işık, daha sonra serebral kortekse iletilen sinir uyarılarına dönüştürülür. Retina, çubuk ve koni şeklindeki hücrelerden oluşur. Koni hücreleri, renk görüşünden sorumludur. Altı ila yedi milyon koni, gözün renk hassasiyetini sağlar. Koniler, "kırmızı" konilere, "yeşil" konilere ve "mavi" konilere ayrılabilir. Çubuk hücreleri tek renklidir. Karanlığa adapte edilmiş görüşümüzden çubuk hücreler sorumludur. Çubuk hücreler inanılmaz derecede verimli fotoreseptörlerdir. Çubuklar, yaklaşık 120 milyonluk koni sayısından daha fazladır ve koni hücrelere göre ışığa karşı daha hassastır<sup>34</sup>.

İnsanın renk algısı, ışığın fiziksel parametrelerine ve ışığın nesnelere yansımalarının fiziksel parametrelerinin beyin nöronları tarafından karmaşık bir soyutlamasına bağlıdır. Renk deneyimi ve nesnelere verilen rengin nitelikleri bu soyutlama ile yaratılır. Bu, bir nesneden yansıyan ışığın dalga boyları ile çevreden yansıyan ışığın dalga boyları arasında ayırım yapılarak gerçekleştirilir.

Renk algısının ön koşulları bahsedildiği gibi üç değişken öğeyi içerir: ışık kaynağı, nesne ve gözlemci.

Işık kaynağı:

Renk algısı, nesneyi aydınlatan ışığın kalitesine bağlıdır. İdeal ışık kaynağı, doğru renk karşılaştırması için gün ortasında ortaya çıkan doğal ışıktır. Günün saati, içinde bulunduğumuz ay ve hava koşulları güneş ışığının rengini etkiler. Işık kaynağı değişirse, bir nesneden yansıyan ışık da değişir; bu durumda farklı bir renk algılanır. İdeal koşullar her zaman mümkün olmadığından, uygun aydınlatmaların kullanılması mecburi olmuştur. Standart gün ışığına yakın ışık kaynağı, dış hekimliğinde renk seçimi için idealdir. Yapay olarak yaratılan gün ışığının ölçüm parametreleri: renksel geriverim indeksi, renk sıcaklığı ve spektral enerji dağılım değerleridir.

Renksel geriverim indeksi (CRI), ışık spektrumunun bütünlüğünün ölçüsüdür. 1-100 arasında değerlendirilir. 100 değeri, görünür ışık spektrumunun tamamının mevcut olduğu anlamına gelir<sup>35</sup>. Güneş ışığı, "kuzey gün ışığı" şeklinde, yani hafif bulutlu, parlak bir günde öğle saatlerinde güneş ışığı şeklinde renk seçimi amacıyla standartlaştırılmıştır. 100'e yakın bir CRI değerine sahiptir ve ayrıca diğer kaynaklardan gelen ışığı değerlendirmek için normal bir standart olarak kullanılır<sup>36</sup>. Renk seçiminde 93'ün üzerinde CRI değerine sahip ışık kaynağı önerilmektedir<sup>37</sup>.

Renk sıcaklığı, içi boş siyah bir nesnenin (ışığı absorbe eden ve yansıtmayan) ısıtılmasıyla yayılan ışığın rengini ifade etmek için kullanılır ve Kelvin (K) değerinde ölçülür. Kuzey gün ışığının ortalama renk sıcaklığı yaklaşık 6500 °K'dir, ancak bu günün saatine, bulut örtüsüne, neme ve kirliliğe göre değişim gösterir<sup>38</sup>.

Spektral enerji dağılımı (SED) bir ışık kaynağının her bir dalga boyundaki ışımasının gücü olarak tanımlanır ve reflektans eğrisi ile gösterilir. Spektral enerji dağılımının aynı renk sıcaklığında aynı değerlere sahip olmadığı bilinmelidir. Gün ışığının SED'i, kuzey gün ışığının parlak mavisinden güneş ışığının belirgin sarısına kadar değişkenlik gösterir. Bu, renkli nesnelerin görüntülenmesini etkiler. Örneğin, kuzey gün ışığı bir nesneye canlı bir mavilik verirken, aynı nesne, doğrudan güneş ışığı altında bakıldığında, yumuşak, sarı bir renk alacaktır<sup>33</sup>. Standart ışık kaynakları, "Commission International de l'Éclairage" (CIE) tarafından 1931 yılında tanımlanmıştır: Standart aydınlatıcı A, B ve C ("CIE Illuminant A", "CIE Illuminant B" ve "CIE Illuminant C" olarak tanımlanmışlardır). Bunlar sırasıyla tungsten ışığını, güneş ışığını ve ortalama gün ışığını ifade etmektedir. Gün ışığının iki ayrı fazını içeren B ve C ışık kaynakları, 1964 yılında tanımlanan D ile büyük ölçüde değiştirilmiştir. Ortalama gün ışığı standardizasyonu

için kullanılan D<sub>65</sub>, 6500 °K'deki ışığı temsil eder; D<sub>55</sub> ve D<sub>50</sub> gibi diğer standart aydınlatıcılar ise sırasıyla 5500 °K 5000 °K renk sıcaklıklarındaki ışığı temsil etmek için kullanılır. CIE E, güç miktarının tüm dalga boylarında eşit olduğu bir aydınlatıcıdır<sup>39</sup>.

Renk seçimi için uyarlanmış bir ışık kaynağının kullanımını doğal gün ışığı altında renk eşleştirmesi yapmaktan daha iyi bulunmuştur<sup>40</sup>.

Nesne:

Renk, nesnenin değiştirdiği ışığın fiziksel bir özelliğidir ve nesnenin gelen ışığın rengini değiştirme kapasitesine bağlıdır. Renk, gözlemcinin gözlerine yansıyan dalga boyu dışında, nesneden yayılan görünür ışığı emdiği için ortaya çıkar. Şeffaf ortam, görünür ışığın neredeyse hiç değişmeden geçmesine izin verir. Translüsent bir nesne, görünür ışığın çeşitli dalga boylarını yayar, iletir ve absorbe eder; opak malzemeler ise görünür ışığın çeşitli dalga boylarını iletmez, ancak yansıtır ve absorbe ederler<sup>40</sup>.

Gözlemci:

Rengi etkileyen bir diğer faktör ise gözlemcidir. Burada insanın renk algısını anlatmak gerekir. Retina iki tür ışığa duyarlı reseptör hücrelerinden, yani çubuk hücrelerinden ve koni hücrelerinden oluşmaktadır. Çubuklar, skotopik (düşük ışık seviyesi, tek renkli) görüşten sorumludurlar. Koniler, fotopik (orta / yüksek ışık seviyesi, tam renkli) görüşten sorumludur. Retinada üç tip koni reseptör hücresi vardır ve ışığa duyarlılıkları üç farklı dalga boyu aralığında değişim gösterir: kısa dalga boyu (yaklaşık 430-446 nm'de pik yapar ve mavi renge güçlü bir katkı sağlamaktan sorumludur), orta dalga boyu (531-555 nm'de pik yapar ve yeşil renge katkıda bulunur) ve uzun dalga boyu (558-599 nm'de pik yapar ve kırmızı renge katkıda bulunur)<sup>34</sup>. Koni reseptör hücreleri tarafından üretilen sinyaller beyin tarafından işlenir ve bu sinyalleri kırmızı, yeşil ve mavi renkler (ve bunların kombinasyonları) olarak yorumladığımız hislere dönüştürür<sup>33</sup>.

### 2.2.1. Renk Sistemleri

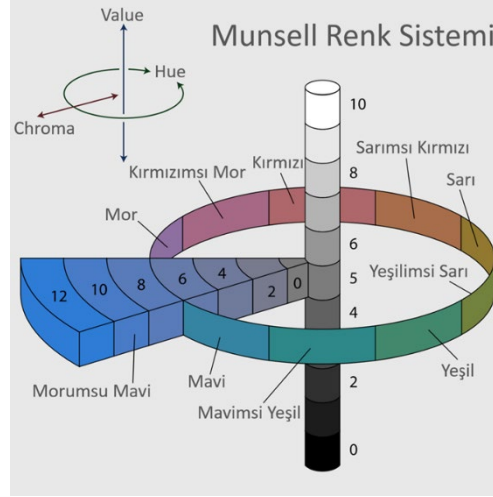
Rengi ölçmek ve rengi sayısal olarak ifade etmek için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir, böylece renk ile ilgili iletişim ölçülebilir ve ifade edilebilmektedir. "Renk uzayı", renklerin belirli bir organizasyonda dağılımıdır. "Renk uzayı", belirli bir renk modeli ve eşleme işlevi kombinasyonunu tanımlayan belirli bir terim olduğundan, bir renk modelini tanımlamak için gayri resmi olarak kullanılma eğilimindedir. 1905 yılında

Munsell, renkleri ve renk uzayını ifade etmek için bir yöntem geliştirip; ton (hue) , parlaklık (value) ve doygunluk (chroma) sınıflandırılmalarını yapmıştır<sup>41</sup>.

Hue, kırmızıyı yeşil, mavi, sarı ve benzerlerinden ayırdığımız gibi rengi karakterize etmektedir. Bu nedenle rengin tonu olarak tanımlanır. Munsell, temel tonları şu şekilde adlandırmıştır: kırmızı, sarı, yeşil, mavi ve mor. Sıralanmış bu renkler, bir renkten diğerine sürekli bir değişim elde etmek için karıştırılabilir ve bu renk serileri başlangıç noktasına döndüğü için bir daire şeklinde düzenlenebilir. Beş ara ton eklenmesi ile birlikte renk tonunu belirtirken baş harfleri (yani, kırmızı (red-R), sarımsı kırmızı (yellow red-YR), sarı (yellow-Y), yeşilmisi sarı (green yellow-GY), yeşil (green-G), mavimsi yeşil (blue green-BG), mavi (blue-B), morumsu mavi (purple blue-PB), mor (purple-P) ve kırmızımsı mor (red purple-RP) kullanmıştır. Renk tonu çemberi, sıfır noktası kırmızı başta olacak şekilde 100 eşit parçaya bölünmüş, her parçada renk tonunda eşit bir görsel değişiklik olacak şekilde tanımlanmıştır<sup>41</sup>.

Value, bir rengin göreceli açıklığı veya koyuluğu ya da nesnenin parlaklığı olarak tanımlanır. Herhangi bir nesnenin parlaklığı, nesnenin yansıttığı veya ilettiği ışık enerjisi miktarının doğrudan bir sonucudur. Munsell, parlaklığı (value) beyaz ile siyah-gri bir ölçek olarak tanımlamıştır<sup>40</sup>. “Value” değeri, saf siyah için 0'dan saf beyaz için 10'a kadar değişmektedir. Beyazların, siyahların ve grilerin renk tonu yoktur ve akromatiktir. Parlaklık, tondan bağımsız olarak ölçülebilir. Value değeri sistemde yukarı doğru artar ve aşağıya doğru azalır<sup>41</sup>.

Chroma, tonun doygunluğu, yoğunluğu veya gücü olarak tanımlanır. Bir örnekleme yapmak gerekirse kırmızı gıda boyasını bir bardak suya koymayı hayal edelim. Her seferinde daha fazla aynı renk boyası eklendiğinde yoğunluk artacak ancak renk aynı kırmızı renk olacaktır (ton). Daha fazla boya eklendikçe karışım da daha koyu görünecektir. Bu nedenle chroma artışı, “value” değerini ters olarak etkilemektedir. Chroma arttıkça “value” azalır; “chroma” ve “value” ters orantılıdır<sup>37</sup>. Düşük kromalı renkler zayıf olarak tanımlanabilirken, yüksek kromaya sahip olanlar güçlü veya canlıdır. “Chroma”nın ölçeklendirilmesinin görsel olarak tekdüze olması amaçlanmıştır. Nötr renkler için 0'dan başlayacak şekilde belli ölçekte birimler gelişigüze'dir. Ölçeğin keyfi bir sonu yoktur<sup>41</sup>.



**Şekil 1** Munsell Renk Uzayı

Munsell renk uzayında hue, value ve chroma birbirinden bağımsız olarak değiştirilebilir. Bu şekilde, üç boyutlu bir uzayda tüm renkler bu üç özelliğe göre düzenlenebilir. Nötr renkler, en altta saf siyah ve en üstte saf beyaz olmak üzere dikey bir çizgi veya nötr eksen boyunca yerleştirilir. Bu eksendeki tüm griler siyah ve beyaz arasında düzenlenmiştir. Hue, value eksenini etrafında bir tam dönüş ile sınırlı iken; chroma, value eksenine dik ve dışa doğru artmaktadır. Her bir value değerindeki renk tonun farklı chroma sınırı vardır, bu da munsell uzay sisteminde görülebilen renklerden oluşturulmuş 3 boyutlu modellemesinin karmaşık bir yapıda olmasına neden olur<sup>41</sup>.

### **CIE (Commission International de l'Éclairage)**

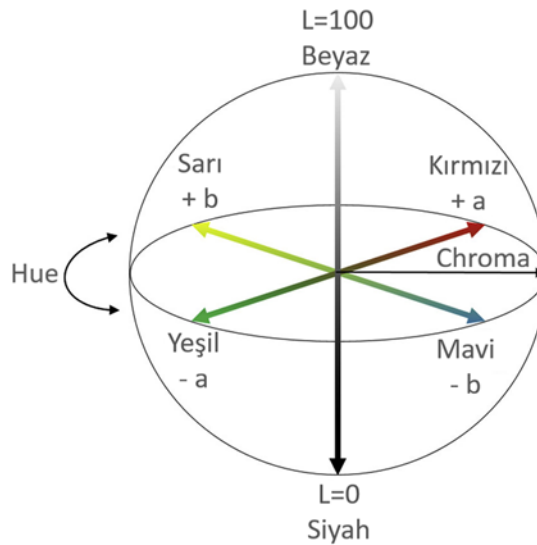
1931 yılında, Commission International de l'Éclairage (CIE), renkleri tanımlamak için bir renk uzay sistemi geliştirdi. Tri-kromatik teorisinin (ışığın farklı dalga boylarında koni reseptör hücrelerinin üç farklı renge karşı hassasiyetleri ile açıklanması; kırmızı, yeşil ve mavi) temel özelliğine dayanır. Herhangi bir renk, seçilen üç dalga boyunun uygun bir karışımı kullanılarak eşleştirilebilir. Komisyon bu teoriden yola çıkmış ve şu mantığı kurmuştur: bir renk hissini, üç birincil dalga boyunun karıştırılmasıyla eşleştirilebilmesi, ancak seçilen birincil dalga boylarının herhangi bir birincilin diğer ikisini karıştırarak eşleştirilememesidir. Üç ana renk, kırmızı, yeşil ve mavi (Red-R), (Green-G) ve (Blue-B) ile temsil ediliyorsa, bunlar belirli bir renkle (Colour-C) eşleşmek için kullanıldığında, rengi taklit etmek için gereken birincil renklerin miktarı olacaktır.

Kullanılan üç birincilin miktarı (yani R, G ve B), rengin (C) tristimulus değerleri olarak bilinir<sup>33</sup>.

$$C = R + G + B$$

Renk algısında gözlemcinin, üç ön koşuldan birisi olması nedeniyle standart gözlemci kavramı tanımlanması gerekti. Standart gözlemcilerde 2° bakış açısı kullanıldı; böylece ışığın, gözün koni reseptör hücrelerinden zengin foveasında toplanması sağlandı. 1964 yılında ise CIE, deneylerinde standart gözlemcilerde 10° bakış açısını kullandı. Gözlemciler, görünür spektrumdaki tüm spektral renkleri eşleştirmek için gereken üç birincil rengin miktarını belirlediler ve standart gözlemci kavramı ortaya çıkmış oldu<sup>42</sup>.

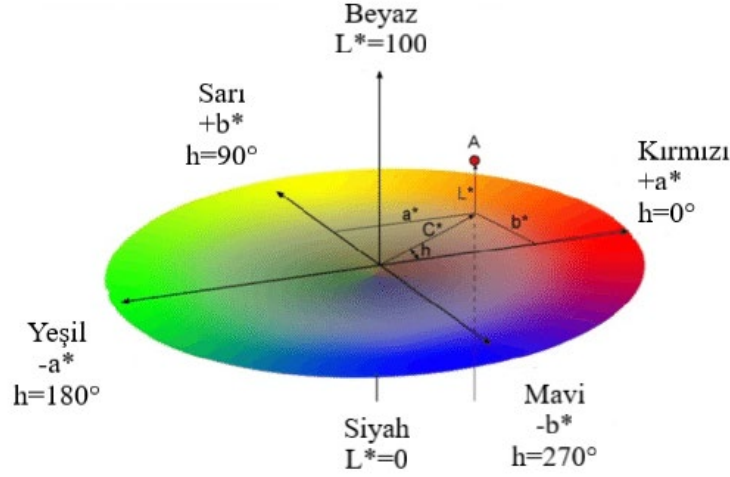
CIE, sistemi iyileştirmek için çeşitli girişimlerde bulundu ve 1976 yılında CIE L \* a \* b renk uzayının kullanılmasını önerdi. Şu anda 1931 CIE sisteminden çok daha yaygın olarak kullanılan bu sistemde, tristimulus değerleri karşılıklı dik eksenler olarak L, a ve b koordinatlarına dönüştürülmektedir. Bu üç boyutlu renk uzayında, parlaklık (value) değeri siyah için 0, beyaz için 100 arasında bir ölçekte “L” ile temsil edilir. Bir örneğin renk tonu (hue) ve doygunluğu (chroma), “a” ve “b” değerleri ile temsil edilir. “a” kırmızı/yeşil koordinattır; pozitif değerde kırmızıyı, negatif değerde yeşili belirtir. “b” sarı/mavi koordinattır; pozitif değerde sarıyı ve negatif değerde maviyi belirtir. Merkez akromatiktir; “a” ve “b” değerleri 0 değerinden uzaklaştıkça chroma artar<sup>41</sup>.



Şekil 2 CIELab Renk Uzayı

Başka bir renk uzayı LCh; Lab renk uzayıyla aynı diyagramı kullanır, ancak kartezyen (dikdörtgen) koordinatlar yerine silindirik koordinatlar kullanır. Bu renk

uzayında, “L” value değerini belirtir ve Lab renk uzayının “L” değeri ile aynıdır, “C” chroma (kroma) değerini belirtir ve value (parlaklık) eksenine diktir. “h” ise hue (ton) değerini derece olarak ( $h^\circ$ ) ifade eder; + a \* ekseninde başlar ve derece cinsinden ifade edilir (ör.  $0^\circ$ , + a \* veya kırmızıdır ve  $90^\circ$ , + b \* veya sarıdır)<sup>33</sup>.



Şekil 3 CIELCh Renk Uzayı

### 2.2.2. Diş Hekimliğinde Renk Eşleştirmesi

Günümüz diş hekimliği uygulamalarında renk seçimi, eşleştirmesi zorlayıcı olabilmektedir. Renk eşleştirmesi gerçekleştirilirken iki yöntem kullanılabilir: görsel ve cihaz destekli.

Görsel yöntemde; uygun fiyatlı, kolay ulaşılabilir ve standardize edilmiş diş renkleri içermeleri nedeniyle günümüzde kullanımı oldukça yaygın olan renk kılavuzları kullanılmaktadır. Ancak görsel yöntem ile renk eşleştirme yapılması insanın renk algısından ve çevresel faktörlerden etkilenmektedir. Renk seçimini gerçekleştiren kişinin yaşı, cinsiyeti, duyu durumu, göz yorgunluğu, renk algılama rahatsızlığı renk eşleştirmesinde farklı değerlendirmeleri ortaya çıkarmaktadır. Aynı zamanda ortamın aydınlatması, duvarların rengi, makyaj, giyilen kıyafetler de renk eşleştirmesinin değerlendirilmesini etkilemektedir<sup>36</sup>. Cihaz desteği ile gerçekleştirilen renk eşleştirmesinde, görsel yöntem ile renk eşleştirmesine göre daha objektif bir değerlendirme söz konusudur. Yapılan çalışmalarda cihaz destekli değerlendirme görsel değerlendirmeye göre daha isabetli sonuçlar vermiştir<sup>43</sup>.

### 2.2.2.1. Renk Kılavuzları

1930'lu yılların başında E. Bruce Clark, doğal dişin renklerini bilimsel olarak sistematik hale getirmeye çalışmıştır. 6000'den fazla dişin analizini gerçekleştirerek 703 renkten oluşan renk sistemini geliştirmiştir. 703 renkten 342 tanesi dişin kurununun dışı 1/3 bölgesi, 361 tanesi ise insizal 1/3 bölgesi olmak üzere ikiye ayrılır. Clark sadece 3 hue değeri gerektiğini ancak 19 adet value değeri ve 6 adet chroma değeri gerektiğini belirtmiştir. Ancak "Tooth Colour Indicator" adını verdiği kılavuzunda 60 adet örnek bulunmaktadır. Value değerinin kontrol edilmesi gereken en önemli boyut olduğunu belirtmiştir. Chroma ise value değerinden sonra önem arz etmektedir. Hue değerini önemsiz bulduğundan kılavuzunda sadece sarı tonu kullanmıştır<sup>44</sup>.

Hall, daha sonra VITA SYSTEM 3D-MASTER'ın yaratılmasının temelini oluşturan ilkeleri kullanarak bir renk kılavuzu oluşturmuştur. Açık, orta ve koyu olmak üzere 3 grupta value değerine göre düzenlemiştir. Bunların her biri, chroma değerine göre dikey olarak konumlandırılmış 9 alt gruba ayrılmış ve yatay olarak 3 sıra halinde renk tonuna (hue) göre konumlandırılmıştır<sup>45</sup>.

1939 yılında VITA Zahnfabrik, doğal dişlerdeki diş renklerinin belirlenmesi için ilk renk kılavuzunu oluşturdu. 1956'da "VITA Lumin Vacuum Shade Guide" tanıtıldı ve renk standardı oluşturmaya yönelik ilk girişim oldu. 1983 yılında VITAPAN Classical, 1998 yılında VITA SYSTEM 3D-MASTER, 2008 yılında VITA Linearguide 3D-MASTER tanıtılmıştır. Çok sayıda dental malzeme üreticisi farklı renk kılavuzları piyasaya sürmüşlerdir.

VITAPAN Classical renk kılavuzunda, baskın renk tonuna (hue) göre A, B, C ve D olmak üzere dört gruba ayrılmıştır. A grubunda bunlar kırmızımsı-kahverengimsi, B grubunda kırmızımsı-sarımsı, C grubunda grimsi iken D grubunda kırmızımsı-gridir. Grup harflerinin yanına sayılar eklenerek toplam 16 adet örnekten oluşan alt gruplar oluşturulmuştur: A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3, C4, D2, D3, D4. Grupların harflerinin yanındaki sayının artmasıyla chroma değeri artarken value değeri azalır. Value değerine dayalı bir düzenleme oluşturarak alternatif bir sıralama önerir: B1, A1, B2, D2, A2, C1, C2, D4, A3, D3, B3, A3.5, B4, C3, A4 ve C4. Beyazlatılmış dişler için üç yeni sekme dahildir: 0M1, 0M2, 0M3.

VITA SYSTEM 3D-MASTER renk kılavuzu, value değerlerine göre 5 grup halinde düzenlenmiş 26 örnekten oluşmaktadır. Grupların içinde, chroma değerine göre

dikey ve renk tonuna (hue) göre yatay olmak üzere sıralanmış alt gruplar mevcuttur. Birinci grupta iki örnek vardır, ikinci, üçüncü ve dördüncü grupta yedi tane bulunurken beşinci grupta üç tane vardır. Her bir örnekte 2 rakam ve bir harften oluşan bir etiket vardır. Birinci rakam 1'den 5'e kadar değişir ve sayı arttıkça value değeri azalır. İkinci olarak M harfi, verilen değeri temsil eden ortalama bir renk tonunu tanımlar. L harfi sarımsı tonu, R harfi ise kırmızımsı tonu tanımlar. Üçüncü sayı ise aşamalı olarak artan chroma seviyelerini gösterir: 1, 1.5, 2, 2.5 ve 3. Beyazlatılmış dişler için üç ek sekme dahildir: 0M1, 0M2 ve 0M3.

VITAPAN Classical'a kıyasla VITA SYSTEM 3D-MASTER renk kılavuzunda birkaç iyileştirme vardır<sup>45</sup>:

- Daha geniş bir value değeri aralığı mevcuttur.
- Kırmızı spektrumun aralığı artmıştır.
- Renk örnekleri, renk uzayında daha eşit olarak dağıtılmıştır.

VITA Linearguide 3D-MASTER kılavuzu, VITA SYSTEM 3D-MASTER kılavuzundaki tamamen aynı örneklerden oluşturulmuş 6 alt kılavuza sahip bir sistemdir. VITAPAN Classical ile renk seçimi tek adımlı bir işlemdir. Bu da renk kılavuzunun tüm örnekleri arasında doğru rengin seçilmesinde zorluk çıkarmaktadır. VITA SYSTEM 3D-MASTER ile renk seçimi, üç aşamalı bir süreçtir ve bu da doğru renk eşleştirmesinde zorluklara yol açmaktadır. VITA Linearguide 3D-MASTER ile renk seçimi daha kolay ve daha hızlı olması hedefi ile iki aşamalı bir işleme indirgenmiştir. Renk seçiminde ilk olarak, ana alt kılavuz olan "Valueguide" kullanılarak value değeri (0 ile 5 sayıları arasında 6 adet örnek) belirlenir. Ardından diğer alt kılavuzların birinden (belirlenen value değerine göre ayrılmış 5 ayrı "Chroma/hueguide" kılavuzundan) örnek seçimi ile renk eşleştirmesi tamamlanır.

Ivoclar firmasının Chromascop renk kılavuzu, hue değerine göre beş alt kılavuza sahiptir. Renk kodlaması şu şekildedir: Grup 100'de beyaz; Grup 200'de sarı; Grup 300'de açık kahverengi; Grup 400'de gri; Grup 500'de koyu kahverengi. Her grupta 4 adet renk örneği vardır. Sayı artışı ile chroma artar ve aynı zamanda value değeri azalır. Beyazlatılmış dişler için ek renk örnekleri eklemesi gerçekleştirilmiştir: 010, 020, 030 ve 040.

Seramik materyalinden üretilen renk kılavuzları harici kompozit rezin materyalinden üretilmiş renk kılavuzları da mevcuttur. Renk kılavuzlarının sırası, seramik materyalinden üretilmiş renk kılavuzlarında kullanılan mantığa benzer. Dezenfekte edici solüsyonlar, ısı, cilalama ve saklama süresi kompozit rezin malzemelerini büyük ölçüde etkileyebilir. Bu renk kılavuzları kullanılırken bu etkenler dikkate alınmalıdır<sup>45</sup>.

Ağız içi yumuşak dokular için de renk kılavuzları üretilmiştir. Diş eti dokularındaki renk alanı diğer yapılarla karşılaştırıldığında, value ve renk tonunun daha geniş sınırlarının olduğu ancak chroma'nın daha dar sınırlarının olduğu daha büyük bir spektruma sahiptir<sup>45</sup>.

Yüz bölgesindeki yumuşak dokuların bireysel renk özelliklerinin doğru şekilde yeniden oluşturulması, yüz protezleri için geliştirilmiş kullanım renk kılavuzlarını gerektirir. İnsan derisinin renk aralığı geniş olmasına rağmen, yüz protezleri için evrensel olarak kabul edilmiş bir renk kılavuzu yoktur<sup>46</sup>.

Renk kılavuzları ile kabul edilebilir klinik renk eşleştirmesi sağlanabilmesi subjektif ve fiziksel hatalar tamamen ortadan kaldırılmasa bile büyük ölçüde azaltılması koşuluyla gerçekleştirilebilir. Bu nedenle renk eşleştirirken dikkat edilmesi gereken belirli ilkeler vardır<sup>38, 40, 43</sup>:

- Renk eşleştirmesi her zaman diş hazırlığından önce yapılmalıdır. Dehidratasyon nedeniyle kuru dişlerde value değeri yükselmektedir.
- Diş rengi eşleştirmesi her zaman 10:00-14:00 arasında yapılmalıdır. Bu dönemdeki renk sıcaklığı yaklaşık 5500 °K olduğundan doğruluğu artırır.
- Renk eşleştirmesi yapılacak dişler temiz olmalıdır.
- Parlak renkli giysiler gri peçete örtülmeli ve ruj çıkarılmalıdır. Dişin yanındaki güçlü kırmızı ruj kırmızı reseptörleri yorarken mavi ve yeşil reseptörler taze ve tamamen uyarılmış halde kalır. Bu da dişin mavi yeşil gibi gösterir.
- Dudak altına, doğrudan eşleştirilen dişin yanına yerleştirilen renk kılavuzundaki örnekler ile renk eşleştirmesi hızlı bir şekilde yapılmalıdır.

- Eşleştirmeden hemen önce gri-mavi bir yüzeye odaklanılarak göz dinlendirilmelidir çünkü bu, retinanın tüm renk reseptör hücrelerini dengeler ve gözü dişin sarı rengine duyarlı hale getirir.
- Seçilen renk, eşleştirilen dişin farklı açılarında değerlendirilmelidir. Çünkü diş üzerindeki minik pürüzlülüğün farklı yönlerdeki farklı dalga boylarını yansıtması, mat veya parlak görünüm opazite yüzdesini belirlemektedir.

#### 2.2.2.2. Dijital Görüntüleme

Mega piksel dijital kameraların kullanımı diş hekimliği alanlarında yaygın olarak benimsenmiştir. Teknisyenler ile iletişim sırasında diş hekimleri sadece diş morfolojisini ve renklerini değil, aynı zamanda ağız içi koşullar altında yüzey dokusunu, renk dağılımını ve diğer bilgileri de sunabilirler. Dişlerin yanına, doğru şekilde yerleştirilmiş renk kılavuzları ile alınmış ağız içi görüntüler de renk eşleştirmede yararlıdır. Dijital görüntüleri kullanarak renk eşleştirme, diş hekimleri ve teknisyenler arasındaki renk iletişimi sorununu en aza indirebilir. Ancak, görüntülerdeki dengesiz aydınlatma, renk analizi sırasında yoğunluk normalizasyonunda büyük bir problem oluşturmaktadır. Diğer bir problem, bir görüntüden diş yüzeyinin renk tanımıyla ilgilidir. Diş yüzeyinin renk dağılımı ayrıntılı olarak tanımlanabilmelidir. Diş yüzeyinde, dişin uzun eksenine boyunca rengin değiştiği bildirilmektedir. Chroma en doygun olan servikal bölgeden insizal bölgeye doğru azalmaktadır. Komşu dişlerle proksimal temas boyunca ve diş etine yakın bölgeler, gölge etkisiyle doğal diş rengini ortaya çıkaramaz. Eşleştirme için kuronun orta bölgesinin seçilmesi, doğal dişlerdeki renk geçişinin karmaşıklığını ortadan kaldırır ve renk eşleştirmesi için etkili bir içerik olarak kullanılabilir<sup>47</sup>.

Dijital kamera kullanmanın kısıtlamaları da mevcuttur. Dijital fotoğraf görüntüleme yazılımı (Ör. ADOBE Photoshop) kullanım bilgisi geliştirilmeli ve renk eşleştirmesi gerçekleştirilecek ortamda yeterli ve sabit aydınlatma ile sabit bir çekim mesafesi olmalıdır. Ayrıca, değerlendirme sırasında görüntüleri doğru bir şekilde kalibre etmek için bu teknik sırasında %18 gri kartın kullanılması da önemlidir. Laboratuvarın da aynı fotoğraf protokolünü takip etmesi gerekmektedir<sup>48</sup>.

### 2.2.2.3. Spektrofotometreler

Bir spektrofotometre, tüm görünür spektrumda bulunan her bir chroma, hue ve value değeri için bir nesne tarafından bir seferde bir dalga boyunda yansıtılan veya iletilen görünür ışık enerjisi miktarını ölçer ve kaydeder. Spektrofotometre cihazlarında kullanılan iki temel ışık ayarı vardır: 0° aydınlatma ve 45° (0/45) gözlem veya 45° aydınlatma ve 0° (45/0) gözlem. Ağız içi sınırlı erişim nedeniyle, yalnızca 45/0 seçeneği klinik kullanım için uygundur<sup>40</sup>. SpectroShade Micro II (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre), dijital görüntülemeyi spektrofotometrik analizle birleştiren klinik kullanım için geliştirilmiş bir spektrofotometredir. Alanı 45° açıyla eşit şekilde aydınlatmak için fiber optik demetler ve lensler aracılığıyla dişe yönlendirilen yüksek yoğunluklu bir LED ışık kaynağından oluşur. EasyShade (VITA Zahnfabrik), rengi eşleştiren el tipi bir spektrofotometredir. Fiber optik ucu yaklaşık 5 mm'dir (SM teknolojisi) ve on dokuz adet 1 mm çapında fiber optik demet içerir. Crystaleye (Olympus) lisanslı spektrofotometre, bir LED ışık kaynağı kullanarak renk eşleştirmesi sağlayan bir diğer sistemdir.

Görsel renk eşleştirmeye göre spektrofotometre ile renk eşleştirilmesi gerçekleştirilmesi daha doğru ve tekrarlanabilir sonuçlar ortaya koymuştur. Kullanımda olan spektrofotometreler ile yapılan çalışmalarda Easyshade (VITA) rakiplerine ve görsel değerlendirmeye kıyasla daha doğru sonuçlar ortaya koymuştur<sup>43</sup>.

Doğal dişlerin homojen olmayan yüzeyleri ve çift katmanlı (dentin / mine) bileşimi yansıyan ışığın saçılmasına neden olabilir; bu sorun özellikle küçük ölçüm uçlarına sahip cihazlar kullanıldığında ortaya çıkmaktadır. Çoğu dişin yüzeylerinin kavisli olduğu ve bu da ölçüm cihazlarının uçlarının düz uygulanmasını engellediği de unutulmamalıdır. Diğer bir sorun, daha büyük uçlara sahip cihazların yalnızca istenilen diş yapısını ölçmemesidir. Doku ile temas etmeden kullanılan cihazlar bu tür hataların kısmen önüne geçmektedir; ancak, ölçüm ucunun buğulanması veya ortam ışığının etkisi gibi diğer zorluklar bu sistemdeki cihazlarda sorun yaratmaktadır. Spektrofotometrelerin birçoğunun bir başka önemli dezavantajı, arka bölgedeki dişlerin ölçümlerinin sınırlı veya imkânsız olmasıdır. Çünkü bazı cihazlar yapıları, ergonomiklikleri itibari ile arka bölge dişlerde kullanılamaz veya doğru sonuçlar ortaya çıkartamazlar<sup>49</sup>.

#### 2.2.2.4. Kolorimetreler

Kolorimetreler, görünür spektrumun kırmızı, yeşil ve mavi alanlarında tristimulus değerleri ve filtre ışığını ölçer. Kolorimetreler spektral yansımayı kaydetmez ve spektrofotometrelerden daha az doğru sonuçlar ortaya çıkartabilir (filtrelerin eskimesi ayrıca doğruluğu etkileyebilir)<sup>50</sup>. Bununla birlikte, tutarlı ve hızlı algılamaları nedeniyle, bu cihazlar kalite kontrol için kullanılabilir<sup>40</sup>. Teknik hassasiyet gerektiren bazı kolorimetre cihazlarının (Ör. ShadeScan) deneyimsiz bir operatörün elinde doğruluk ihtimali düşüktür. Ancak, iyi tasarlanmış bir kolorimetre (Ör. ShadeVision) cihazı kabul edilebilir sonuçlar verebilir<sup>43</sup>.

#### 2.2.2.5. Ağız İçi Tarayıcılar

Ağız içi tarayıcıların günümüz diş hekimliğinde kullanım alanları zamanla artmıştır. Dijital olarak ölçü alınmasının yanında yazılımsal ve donanımsal gelişmeleri nedeniyle renk eşleştirmek de mümkün kılınmıştır. Ağız içi tarayıcılar ile renk eşleştirmesinin değerlendirildiği çalışmalar kısıtlıdır. Görsel, spektrofotometre ve ağız içi tarayıcı arasındaki renk eşleştirmesinin değerlendirildiği bir çalışmada cihaz destekli eşleştirmeler daha tutarlı sonuçlar vermiştir. Ancak ağız içi tarayıcılarda tarama gerçekleştirilirken izlenen yolun standart olmaması, ortam aydınlatmasından etkilenmesi gibi faktörlerin de göz önünde bulundurulması gerektiği bildirilmiştir<sup>51</sup>.

#### 2.2.3. Renk Farkının Değerlendirilmesi

Diş hekimliğinde yapılacak restorasyon ile restorasyonun yapılacağı bölge (diş, ağız içi yumuşak dokular ve yüzdeki deri) arasındaki renk uyumu ile estetik beklentilerin karşılanması hedeflenir. Diş hekimliğinde renk eşleştirme sıklıkla görsel değerlendirme ile gerçekleştirilir. İki örnek arasındaki renk farkının gözlemciler tarafından nasıl algılandığını değerlendirmek ve bir tanımlama yapmak üzere eşik değerlerinin belirlendiği çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Renk farkı gözlemciler tarafından değerlendirilirken bu iki eşikten bahsedilir: rengin algılanabilirlik eşiği (perceptibility threshold-PT) ve rengin kabul edilebilirlik (acceptability threshold-AT) eşiği<sup>52</sup>.

En küçük algılanabilir renk farkı veya algılanabilirlik eşiği (PT), bir gözlemci tarafından tespit edilebilen en küçük renk farkını ifade eder. %50:50 algılanabilirlik eşiği, gözlemcilerin %50'sinin iki nesne arasındaki renk farkını fark ederken diğer %50'sinin fark görmediği bir durumu ifade eder. Benzer şekilde, gözlemcilerin %50'si için kabul edilebilir olan renk farkı, %50:50 kabul edilebilirlik eşiğine (AT) karşılık gelir. Başka bir deyişle, gözlemcilerin %50'si dış restorasyonunun renk düzeltilmesi gerektirdiğini düşünürken, diğer %50 renk farkını kabul edilebilir bulacaktır. Bu iki eşik arasındaki farka endüstri toleransı denir ve algılanabilirlik eşiğinden ne kadar uzağa gidebileceğimizi ve yine de kabul edilebilir bir renk eşleşmesine sahip olabileceğimizi gösterir<sup>53</sup>. Genel algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik soruları aşağıdaki gibidir:

- PT için: Bu iki örneğin renginde (translüsentlik, beyazlık) herhangi bir farklılık görüyor musunuz?
- AT için: Bu farklılığın klinik koşullarda kabul edilebilir olduğunu düşünüyor musunuz?
- PT sorusunun cevabı olumsuz ise, AT sorusu sorulmaz.

Eşik değerlerinin bilinmesi yapılacak restorasyonda önemli bir kalite kontrol aracıdır. Renk farkı olmayan veya PT değerinin altında olan yani algılanamayan bir restorasyon ideal olacaktır ancak bu maliyetli olabilir ve her zaman gerekli olmayabilir. AT değerinin bilinmesi ile hasta beklentilerini karşılayacak restorasyonun kabulü sağlanabilir.

Görsel eşiklerin, dental materyallerin değerlendirilmesi ve seçimi için yapılan in vivo ve in vitro araştırmalarda kullanımı ile birlikte standardizasyon sağlanmasında rehber olarak kullanımı diş hekimliği için büyük önem taşımaktadır.

Renk biliminde, standardize edilmiş deneysel koşullar altında iki renkli örnek arasındaki renk farkının nicel bir temsili vermek için renk farkı formülleri ( $\Delta E$ ) tasarlanmıştır. Son çalışmalar, CIEDE2000 renk farkı formülünün, görsel eşiklerin değerlendirilmesinde CIELAB formülünden daha iyi bir uyum sağladığını ve diş hekimliğinde kullanımını desteklediğini bildirmiştir<sup>53</sup>.

### **2.3. Materyallerin Test Yöntemleri**

Üretici firmalar malzemeleri ISO standartlarında test etmelerine rağmen ağız içi ortamı simüle eden çalışmalarda test yöntemleri karmaşık bir yapıda olabilir ve kombinasyonları gerekebilmektedir. Bu yöntemler ve kayıt altına alınan dirençler alt başlıklar halinde anlatılmıştır<sup>54</sup>.

#### **2.3.1. Kırılma**

Kırılma direnci, bir malzemenin kırılmaya direnme kabiliyetidir ve özellikle gerilme, sıkıştırma veya bükme gibi uygulanan yükleme moduna göre belirlenir. Materyale kırılma gerçekleşene kadar statik yük uygulanır ve kırılmanın gerçekleştiği gerilim kayıt altına alınır.

#### **2.3.2. Bükülme**

Birçok materyalde çekme ve sıkıştırma direncine kıyasla bükülme direnci daha önemli bir özellik olarak ortaya çıkmaktadır. Kanal aletleri, teller gibi diş hekimliğinde kullanımında bükülen aletlerin bükülme dirençlerinin test edilmesi önemlidir. Bu test yöntemleri sadece malzemenin mukavemetini değil aynı zamanda beklenen bükülme miktarını da belirler. Bükülme direnci ve miktarı, aynı zamanda oklüzal kuvvetlerin şiddetli olabileceği uzun açıklığa sahip sabit bir diş protezi veya hareketli bölümlü protezlerde önemlidir. Malzemelerin bükülme direncini değerlendirmek için farklı yöntemler mevcuttur. Bu test yöntemleri üç noktalı eğme ve dört noktalı eğme testleridir.

#### **2.3.3. Burulma**

Diş hekimliğiyle ilgili diğer bir test burulma direncinin belirlenmesi için uygulanır. Örneğin, kök kanal tedavisinden kullanılan eğeler, endodontik tedavi sırasında kök kanalında döndürülür ve bu nedenle burulmaya karşı dirençleri önemlidir. Torkmetre ile materyal kırılma anına kadar döndürülerek test gerçekleştirilir.

#### **2.3.4. Yorgunluk**

Birkaç yükleme döngüsü, bir malzemeyi önemli ölçüde etkilemez. Bu stres birçok kez tekrarlandığında, malzemenin direnci büyük ölçüde azalabilir ve materyal başarısız olabilir. Tekrarlanan yükleme ile ortaya çıkan ilerleyici kırılmaya yorgunluk denir. Yorgunluk testleri, materyalde kırılma gerçekleşene kadar döngüsel olarak yük verilmesi ve boşaltılmasıyla gerçekleştirilir. Yorulma testleri çekme, sıkıştırma, makaslama, eğme ve burulma test modlarında yapılabilir.

#### **2.3.5. Sertlik**

Sertlik, bir materyalin standart bir kuvvet veya ağırlık ile girintilendirilmesiyle ölçülür. Simetrik şekilli oluşan girintinin derinliği, alanı veya genişliği bir mikroskop altında ölçülür. Girinti boyutları daha sonra tablo haline getirilmiş sertlik değerleriyle ilişkilendirilir. Sertlik testleri için farklı metotlar mevcuttur:

- Brinell sertlik testi
- Knoop sertlik testi
- Vickers sertlik testi
- Rockwell sertlik testi
- Barcol sertlik testi
- Shore A sertlik testi

#### **2.3.6. Bağlanma Dayanım**

Bağlanma dayanım testlerinde makaslama ve çekme kuvvetleri uygulanır ve farklı test metotları mevcuttur:

- Makro makaslama testi
- Makro çekme testi
- Mikro çekme testi

- Mikro makaslama testi
- Push-Out testi

### 2.3.7. Yırılma

Yırılma direnci, bir malzemenin yırılma kuvvetlerine karşı direncidir. Ölçü malzemeleri gibi esnek malzemelerinde yırılma direnci önemli bir husustur.

### 2.4. Termal Döngü

Ağız içi ortamdaki sıcaklık değişikliklerinin neden olduğu mekanik gerilmelerin çatlak yayılımına etkisi olabilmektedir. Bu nedenle materyallerin mekanik özelliklerini test ederken termal döngü testi uygulanmaktadır. Yapılan çalışmalarda ortalama düşük sıcaklık noktası 6,6 °C (0-36°C aralığında, ortanca değer 5 °C), ortalama yüksek sıcaklık noktası 55,5°C (40-100 °C aralığında, ortanca değer 55 °C). Kullanılan döngü sayısı ise 1 ila 1000000 döngüleri arasında değişmektedir ve ortalama 10000 döngü arasındadır. Ağız ortamındaki sıcaklık değişikliğinin sıklığı şu anda belirsizliğini korumaktadır. Döngü sayısı ile ağız ortamında geçirilen süre arasında anlamlı bir bağ kurulamamıştır. Çünkü gün içinde kaydedilen sıcaklıklar diyet rejimine göre farklılık gösterebilir. Ancak döngülerin bir günde 20 ila 50 kez oluşabileceği temelinde, yaklaşık 10000 döngünün ağızda geçen bir yılı temsil edebileceği öne sürülmektedir<sup>55</sup>.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda kullanılan monolitik restorasyonların üretimi gerçekleştirilen materyaller:

- Esnek nano seramik (GC Cerasmart, Japonya)



Şekil 4 Esnek nano seramik (GC Cerasmart, Japonya)

- Extra translüent zirkonya (Vita YZ XT, Almanya)



Şekil 5 Extra translüent zirkonya (Vita YZ XT, Almanya)

- Translüent zirkonya (Vita YZ T, Almanya)



Şekil 6 Translüent zirkonya (Vita YZ XT, Almanya)

- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity PC, Almanya)



Şekil 7 Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity PC, Almanya)

### 3.1. Çalışma Örneklerinin Hazırlığı

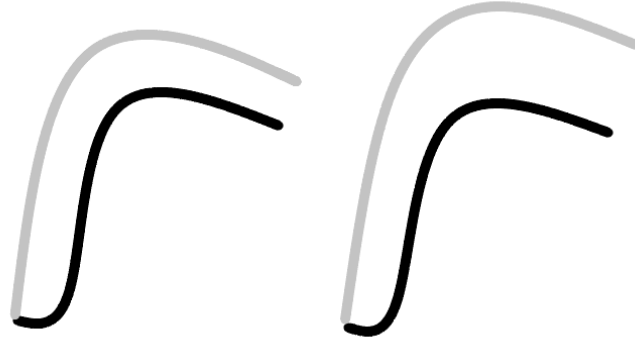
Çalışma örneklerinin hazırlığında anatomik preparasyonu yapılmış akrilik diş kullanıldı (ANA-4 ZP 26, Frasco GmbH, Almanya). Üretici firma tarafından tam seramik kuron restorasyonuna uygun anatomik olarak prepare edilmiş dişin teknik özellikleri şu şekildedir:

- Anatomik preparasyon
- İç açısı yuvarlatılmış 90 derece olan 1,2 mm basamak derinliği
- Okluzal yüzeyinde 1,5-2 mm derinliğinde okluzal redüksiyon
- 1-1,5 mm derinliğinde aksiyal preparasyon
- 10 derecelik taper açısı

Prepare edilmiş 26 numaralı akrilik diş 3 boyutlu tarayıcı ile tarandıktan sonra polimetil metakrilat (PMMA) materyalinden bilgisayar destekli üretim modeli ile freze ünitesinde 160 adet üretildi.

Restorasyonların simante edileceği modellerin hazırlığının tamamlanması sonrası monolitik restorasyonların tasarım aşamasına geçildi. 2 farklı tasarım hazırlandı:

- Aksiyal duvarları 1 mm, oklüzalde tüberkül tepelerinden itibaren kalınlığı 1 mm, siman aralığı 0,05 mm olan anatomik kuron restorasyonu
- Aksiyal duvarları 1 mm, oklüzalde tüberkül tepelerinden itibaren kalınlığı 1,5 mm, siman aralığı 0.05 mm olan anatomik kuron restorasyonu

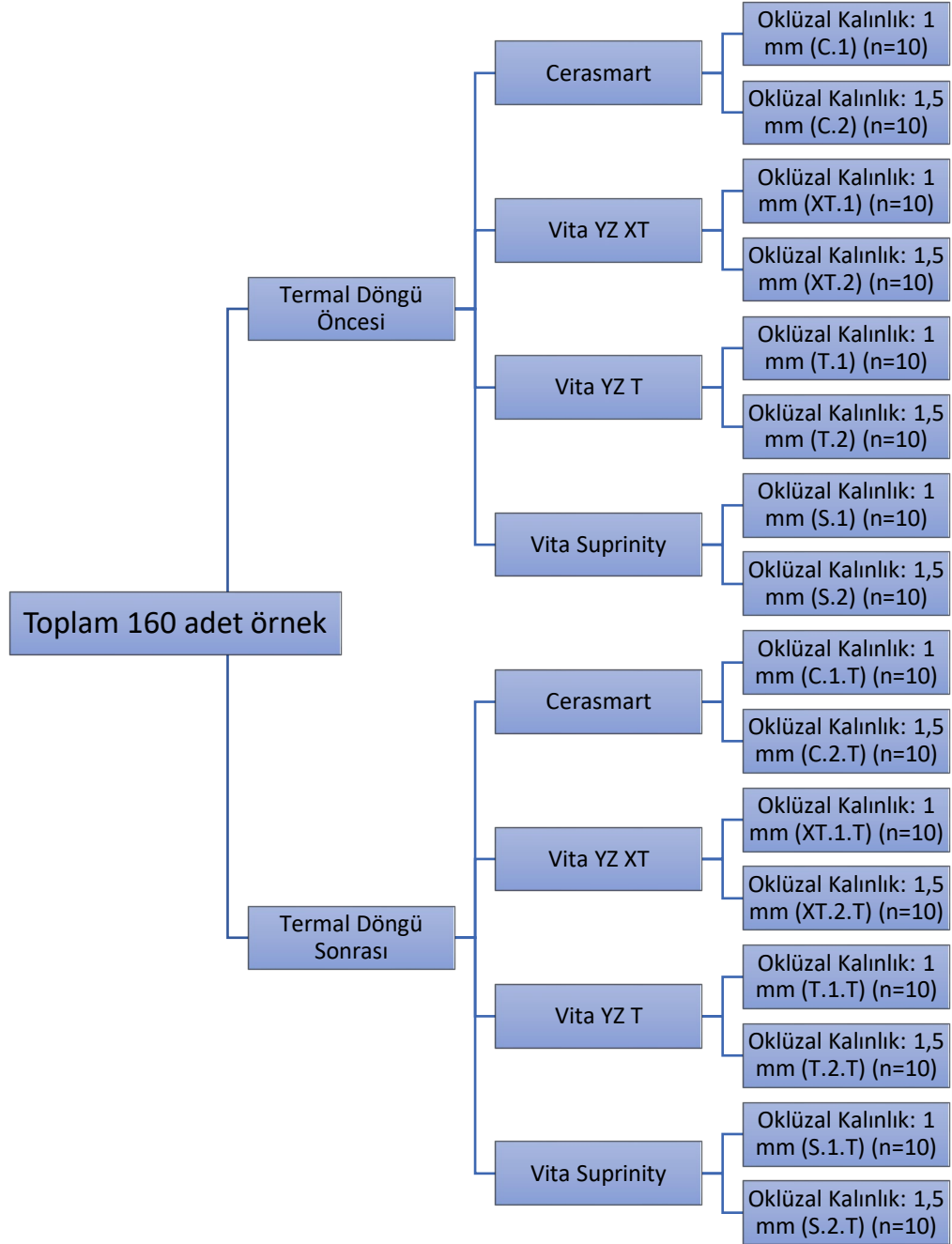


**Şekil 8** Tasarım Örnekleri (Solda 1. Tasarım, Sağda 2. Tasarım)

Tasarım aşaması sonrası monolitik restorasyonların üretim aşamasına geçildi. Üretici firmaların talimatlarına uygun olarak çalışmamızda kullanılan blok ve disk şeklindeki materyaller iki farklı tasarımda freze edildi ve simantasyon öncesi hazırlık tamamlandı.

### **3.2. Çalışma Gruplarının Adlandırılması**

Gruplar materyal, tasarım ve termal döngü testine göre sınıflandırıldı. 160 adet örnek 10'arlı gruplara ayrıldı.

**Tablo 4** Örneklerin gruplandırılması**Gruplar:**

- 1) Termal Döngü Öncesi GC Cerasmart Oklüzal Kalınlık: 1 mm (C.1) (n=10)
- 2) Termal Döngü Öncesi GC Cerasmart Oklüzal Kalınlık: 1,5 mm (C.2) (n=10)
- 3) Termal Döngü Öncesi Vita YZ XT Oklüzal Kalınlık: 1 mm (XT.1) (n=10)
- 4) Termal Döngü Öncesi Vita YZ XT Oklüzal Kalınlık: 1,5 mm (XT.2) (n=10)
- 5) Termal Döngü Öncesi Vita YZ T Oklüzal Kalınlık: 1 mm (T.1) (n=10)

- 6) Termal Döngü Öncesi Vita YZ T Oklüzal Kalınlık: 1,5 mm (T.2) (n=10)
- 7) Termal Döngü Öncesi Vita Suprinity Oklüzal Kalınlık: 1 mm (S.1) (n=10)
- 8) Termal Döngü Öncesi Vita Suprinity Oklüzal Kalınlık: 1,5 mm (S.2) (n=10)
- 9) Termal Döngü Sonrası GC Cerasmart Oklüzal Kalınlık: 1 mm (C.1.T) (n=10)
- 10) Termal Döngü Sonrası GC Cerasmart Oklüzal Kalınlık: 1,5 mm (C.2.T) (n=10)
- 11) Termal Döngü Sonrası Vita YZ XT Oklüzal Kalınlık: 1 mm (XT.1.T) (n=10)
- 12) Termal Döngü Sonrası Vita YZ XT Oklüzal Kalınlık: 1,5 mm (XT.2.T) (n=10)
- 13) Termal Döngü Sonrası Vita YZ T Oklüzal Kalınlık: 1 mm (T.1.T) (n=10)
- 14) Termal Döngü Sonrası Vita YZ T Oklüzal Kalınlık: 1,5 mm (T.2.T) (n=10)
- 15) Termal Döngü Sonrası Vita Suprinity Oklüzal Kalınlık: 1 mm (S.1.T) (n=10)
- 16) Termal Döngü Sonrası Vita Suprinity Oklüzal Kalınlık: 1,5 mm (S.2.T) (n=10)

### **3.3. Termal Döngü Öncesi Hazırlık**

Monolitik restorasyonların simante edileceği PMMA, akrilik rezin (Palapress vario, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Almanya) kullanılarak simantasyon ve kırılma düzeneğine uygun olarak hazırlandı.

Monolitik kuron restorasyonlarının simantasyonu 50 N (5 kg) statik yük altında simantasyon düzeneğinde self adeziv rezin siman (RelyX U200; 3M ESPE) ile gerçekleştirildi.



**Şekil 9** Simantasyon Düzeneği

Simantasyonu tamamlanmış örneklerden termal döngü uygulanacak gruplara spektrofotometre (Vita Easyshade V) ile renk ölçümü gerçekleştirildi. Renk ölçümü, tüm restorasyonların aksiyal duvarları 1 mm olarak tasarlanması nedeniyle vestibülde ve ekvator hattında gerçekleştirilmiştir. Her bir örnekte ölçüm, üretici firmanın talimatına uygun şekilde kalibrasyonu yapılarak üçer kez gerçekleştirildi. Her bir örneğin renk parametreleri CIE renk uzayında; “L”, “C” ve “h” değerleri üçer kez gerçekleştirilen ölçümün aritmetik ortalaması alınarak kaydedildi.

Renk ölçümü tamamlanan örnekler termal döngü cihazına (Salubris – techinca) her grup kendi içinde suyun geçmesi sağlanacak şekilde paketlenildi ve numaralandırıldı. Termal döngü cihazında bekleme süreleri 20 sn olarak ayarlanmıştır. Tanklar arası taşıyıcı kol hareketi ile birlikte bir döngü yaklaşık 55 sn sürmüştür. Tüm grupların sıcak (55° C) ve soğuk (5° C) tanklar arası 10000 kez döngüsünü tamamlanmıştır.



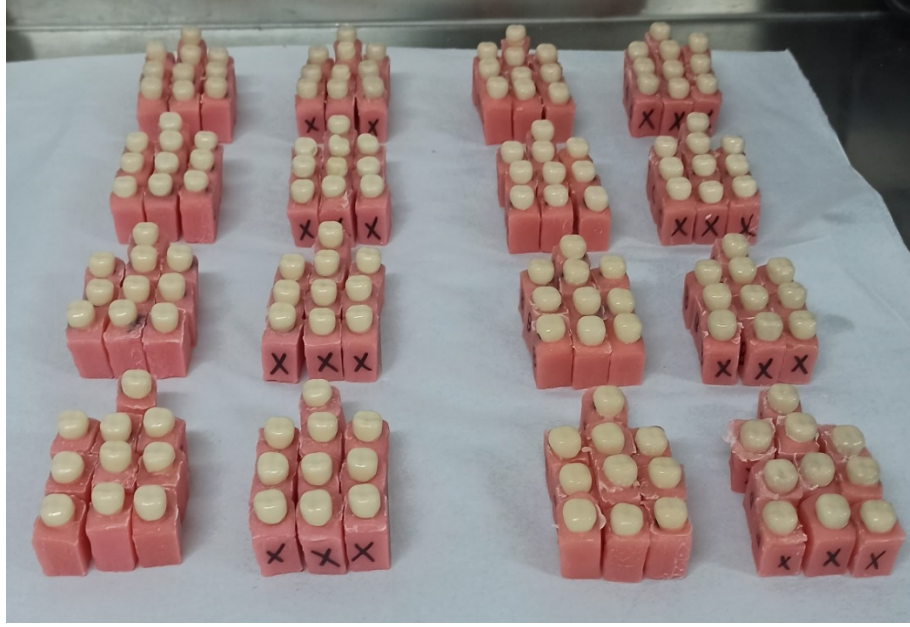
Şekil 10 Termal Döngü Cihazı

### 3.4. Termal Döngü Sonrası

Termal döngüsü tamamlanan örneklerden renk ölçümü gerçekleştirilecek grupların renk ölçümleri termal döngü öncesi ölçüm iş akışına göre gerçekleştirildi ve renk parametreleri CIE renk sisteminde; “L”, “C” ve “h” değerleri kaydedildi.

### 3.5. Kırılma Direncinin Belirlenmesi

Örnekler, universal test cihazında (Shimadzu) mekanik teste başlamadan önce akrilik bloklara gömüldü.



Şekil 11 Kırılma Testi Öncesi

Simantasyon düzeneğine uygun olarak, yine aynı noktadan 6 mm çapında paslanmaz çelik uç ile 3 nokta teması sağlanarak kırma testi düzeneği hazırlanmıştır.



Şekil 12 Üniversal Test Cihazı

Kuvvetin eşit dağılımını sağlamak amacıyla paslanmaz çelik uç ve örnekler arasında artikülasyon kağıdı (80 µm, Bausch) konulmuştur.

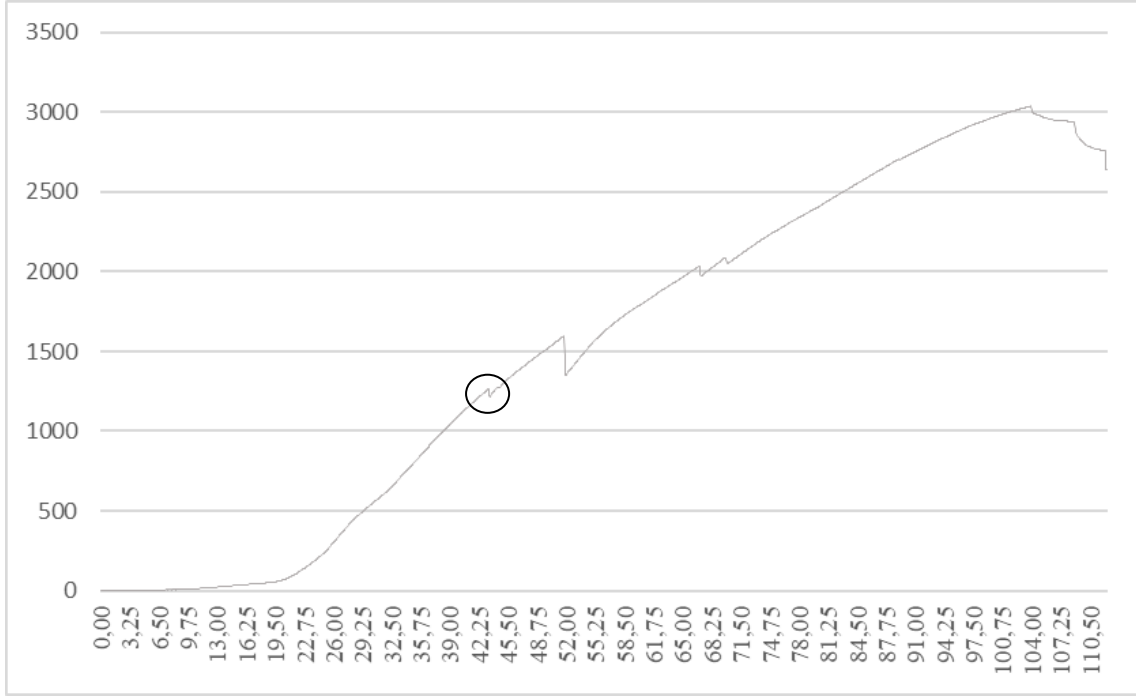


Şekil 13 Üniversal Test Cihazında Hazırlanmış Örnek

Universal test cihazında (Shimadzu, Japonya) kuvvet 1 mm/dk hızla uygulanmak üzere programlandı. Tüm grupların kırılma dirençleri belirlenirken katastrofik olarak kırılma gerçekleşene kadar teste devam edildi. İlk kırılma anları, cihaza bağlı bilgisayar yazılımında (Trapazeum2) test süresince uygulanan kuvvette ilk ani düşüş olarak belirlendi ve değerler Newton cinsinden kaydedildi.



Şekil 14 Kırılma Testi Sonrası



Şekil 15 Kırılma Grafiği Örneği

### 3.6. İstatistiksel Analizler

İstatistiksel analizler SPSS versiyon 21.0 programı yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu histogram grafikleri ve Shaphiro-Wilk testi ile incelendi. Tanımlayıcı analizler sunulurken ortalama, standart sapma ve ortanca değerler kullanılmıştır. Normal dağılım gösteren (parametrik) değişkenler ikili gruplar arasında değerlendirilirken “bağımsız gruplarda t-testi”, dörtlü gruplarda değerlendirilirken “ANOVA testi” kullanılmıştır. ANOVA testi sonucu gruplar arası anlamlı fark bulunduğunda, gruplar arasındaki farklar Post-Hoc testler ile değerlendirilmiştir. Grup varyanslarının homojen ve örnek sayılarının farklı olduğu durumlarda Hochberg’s GT2 testi kullanılmıştır. Varyansların homojen olmadığı durumlarda örnek sayısı eşit ise Tamhane’s testi, eşit değil ise Games-Howell testi kullanılmıştır. Normal dağılım göstermeyenler (nonparametrik) ikili gruplar arasında değerlendirilirken Mann Whitney U Testi, dörtlü gruplar arasında değerlendirilirken Kruskal Wallis Testi kullanılmıştır. Kruskal Wallis testinin anlamlı olduğu durumlarda grupların ikili değerlendirilmesinde Mann Whitney U testi kullanılmıştır. P-değerinin 0,05’in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirilmiştir.

## 4. BULGULAR

Çalışmamızda termal döngü işlemi öncesi ve sonrası monolitik restorasyonlarda kullanılan materyallerin renk değişikliği ve kırılma direnç verileri istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

### 4.1. Termal Döngü Öncesi ve Sonrası Örneklerin L, C ve h Değerleri

**Tablo 5** GC Cerasmart materyalinden 1 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri

	C.1 ve C.1.T								
	L Değerleri			C Değerleri			h Değerleri		
	C.1	C.1.T	$\Delta L$	C.1	C.1.T	$\Delta C$	C.1	C.1.T	$\Delta h$
1	85.50	81.10	<b>4.40</b>	18.81	18.60	<b>0.21</b>	92.03	91.50	<b>0.52</b>
2	88.30	78.60	<b>9.70</b>	17.52	19.41	<b>1.88</b>	93.50	91.97	<b>1.52</b>
3	84.40	80.43	<b>3.97</b>	17.22	20.00	<b>2.77</b>	93.99	91.65	<b>2.33</b>
4	83.80	80.83	<b>2.97</b>	17.02	19.37	<b>2.33</b>	94.07	90.80	<b>3.27</b>
5	83.20	81.10	<b>2.10</b>	16.91	19.83	<b>2.91</b>	93.17	90.26	<b>2.92</b>
6	82.50	78.87	<b>3.63</b>	17.02	17.71	<b>0.68</b>	93.68	92.65	<b>1.03</b>
7	81.30	80.07	<b>1.23</b>	17.90	17.95	<b>0.05</b>	91.30	92.88	<b>1.58</b>
8	83.40	81.63	<b>1.77</b>	16.92	17.89	<b>0.97</b>	94.16	94.37	<b>0.21</b>
9	83.50	81.23	<b>2.27</b>	16.93	21.13	<b>4.18</b>	94.47	89.76	<b>4.71</b>
10	83.40	82.03	<b>1.37</b>	16.82	19.08	<b>2.25</b>	93.68	92.57	<b>1.11</b>

**Tablo 6** GC Cerasmart materyalinden 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri

	C.2 ve C.2.T								
	L Değerleri			C Değerleri			h Değerleri		
	C.2	C.2.T	$\Delta L$	C.2	C.2.T	$\Delta C$	C.2	C.2.T	$\Delta h$
1	81.30	77.67	<b>3.63</b>	17.71	18.70	<b>0.98</b>	93.04	91.23	<b>1.81</b>
2	81.50	79.57	<b>1.93</b>	17.82	19.30	<b>1.48</b>	93.43	91.72	<b>1.72</b>
3	82.50	78.50	<b>4.00</b>	17.52	19.50	<b>1.97</b>	93.49	90.92	<b>2.58</b>
4	85.00	79.77	<b>5.23</b>	17.24	18.52	<b>1.27</b>	94.94	93.35	<b>1.60</b>
5	80.90	80.00	<b>0.90</b>	17.51	18.29	<b>0.78</b>	93.09	93.95	<b>0.86</b>
6	82.60	80.17	<b>2.43</b>	17.23	19.04	<b>1.79</b>	94.47	91.89	<b>2.58</b>
7	82.20	82.17	<b>0.03</b>	17.33	18.31	<b>0.97</b>	94.47	93.11	<b>1.37</b>
8	81.60	80.63	<b>0.97</b>	17.31	20.13	<b>2.82</b>	92.20	90.50	<b>1.70</b>
9	82.30	79.47	<b>2.83</b>	17.62	18.94	<b>1.31</b>	93.49	91.62	<b>1.87</b>
10	82.80	81.10	<b>1.70</b>	17.22	18.64	<b>1.41</b>	93.60	91.80	<b>1.80</b>

**Tablo 7** Vita YZ XT materyalinden 1 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri

	XT.1 ve XT.1.T								
	L Değerleri			C Değerleri			h Değerleri		
	XT.1	XT.1.T	$\Delta L$	XT.1	XT.1.T	$\Delta C$	XT.1	XT.1.T	$\Delta h$
1	90.40	86.77	<b>3.63</b>	26.72	26.44	<b>0.28</b>	87.86	88.56	<b>0.70</b>
2	90.60	87.47	<b>3.13</b>	26.72	27.04	<b>0.32</b>	87.87	88.52	<b>0.65</b>
3	89.90	87.47	<b>2.43</b>	26.41	26.51	<b>0.10</b>	88.07	87.91	<b>0.15</b>
4	90.40	87.30	<b>3.10</b>	26.42	26.05	<b>0.37</b>	87.82	87.79	<b>0.03</b>
5	90.30	87.00	<b>3.30</b>	26.42	26.05	<b>0.37</b>	87.82	87.87	<b>0.05</b>
6	90.50	86.70	<b>3.80</b>	26.41	25.85	<b>0.57</b>	88.06	88.01	<b>0.04</b>
7	90.40	87.30	<b>3.10</b>	26.02	26.01	<b>0.00</b>	87.77	88.02	<b>0.25</b>
8	90.50	86.47	<b>4.03</b>	26.12	25.75	<b>0.37</b>	87.78	88.00	<b>0.22</b>
9	90.40	86.27	<b>4.13</b>	26.22	25.45	<b>0.77</b>	87.78	87.97	<b>0.19</b>
10	90.40	86.27	<b>4.13</b>	26.22	25.65	<b>0.57</b>	87.79	87.99	<b>0.20</b>

**Tablo 8** Vita YZ XT materyalinden 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri

	XT.2 ve XT.2.T								
	L Değerleri			C Değerleri			h Değerleri		
	XT.2	XT.2.T	$\Delta L$	XT.2	XT.2.T	$\Delta C$	XT.2	XT.2.T	$\Delta h$
1	90.10	88.23	<b>1.87</b>	26.52	27.31	<b>0.79</b>	87.85	88.22	<b>0.37</b>
2	89.60	87.73	<b>1.87</b>	26.01	26.89	<b>0.88</b>	88.04	87.15	<b>0.88</b>
3	89.90	89.13	<b>0.77</b>	26.41	26.64	<b>0.23</b>	88.07	88.25	<b>0.18</b>
4	90.10	89.93	<b>0.17</b>	26.21	26.95	<b>0.73</b>	88.06	88.11	<b>0.05</b>
5	90.30	88.90	<b>1.40</b>	26.42	26.98	<b>0.57</b>	87.84	87.88	<b>0.05</b>
6	89.30	89.63	<b>0.33</b>	26.01	27.68	<b>1.67</b>	88.29	87.94	<b>0.35</b>
7	89.90	85.60	<b>4.30</b>	26.31	25.07	<b>1.24</b>	88.03	88.54	<b>0.51</b>
8	89.70	86.70	<b>3.00</b>	26.12	25.44	<b>0.68</b>	87.77	88.48	<b>0.70</b>
9	90.80	86.90	<b>3.90</b>	26.51	25.41	<b>1.11</b>	88.06	88.48	<b>0.42</b>
10	90.30	88.80	<b>1.50</b>	26.11	26.18	<b>0.07</b>	88.03	88.04	<b>0.01</b>

**Tablo 9** Vita YZ T materyalinden 1 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri

	T.1 ve T.1.T								
	L Değerleri			C Değerleri			h Değerleri		
	T.1	T.1.T	$\Delta L$	T.1	T.1.T	$\Delta C$	T.1	T.1.T	$\Delta h$
1	90.10	86.17	<b>3.93</b>	33.70	32.87	<b>0.83</b>	89.30	89.40	<b>0.10</b>
2	90.00	85.87	<b>4.13</b>	33.40	32.64	<b>0.77</b>	89.11	89.28	<b>0.16</b>
3	86.70	86.13	<b>0.57</b>	32.30	32.87	<b>0.57</b>	89.63	89.40	<b>0.23</b>
4	89.30	85.70	<b>3.60</b>	34.10	33.00	<b>1.10</b>	89.31	89.46	<b>0.16</b>
5	89.60	86.03	<b>3.57</b>	34.00	33.57	<b>0.43</b>	89.31	89.47	<b>0.17</b>
6	89.10	86.20	<b>2.90</b>	33.00	32.63	<b>0.37</b>	89.46	89.52	<b>0.05</b>
7	89.50	86.40	<b>3.10</b>	33.20	32.73	<b>0.47</b>	89.47	89.46	<b>0.01</b>
8	88.90	85.37	<b>3.53</b>	33.20	32.33	<b>0.87</b>	89.46	89.63	<b>0.17</b>
9	89.40	85.53	<b>3.87</b>	33.50	32.37	<b>1.13</b>	89.47	89.45	<b>0.02</b>
10	89.10	86.40	<b>2.70</b>	33.30	33.14	<b>0.17</b>	89.47	89.41	<b>0.06</b>

**Tablo 10** Vita YZ T materyalinden 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri

	T.2 ve T.2.T								
	L Değerleri			C Değerleri			h Değerleri		
	T.2	T.2.T	$\Delta L$	T.2	T.2.T	$\Delta C$	T.2	T.2.T	$\Delta h$
1	89.70	86.57	<b>3.13</b>	33.60	33.00	<b>0.60</b>	89.47	89.64	<b>0.17</b>
2	90.30	86.37	<b>3.93</b>	33.40	32.73	<b>0.67</b>	89.65	89.76	<b>0.11</b>
3	89.70	86.30	<b>3.40</b>	33.50	32.63	<b>0.87</b>	89.65	89.82	<b>0.17</b>
4	89.30	86.33	<b>2.97</b>	33.50	32.80	<b>0.70</b>	89.65	89.64	<b>0.01</b>
5	89.40	86.57	<b>2.83</b>	33.70	33.17	<b>0.53</b>	89.65	89.47	<b>0.18</b>
6	89.60	86.97	<b>2.63</b>	34.10	33.47	<b>0.63</b>	89.48	89.53	<b>0.05</b>
7	89.50	86.80	<b>2.70</b>	33.40	33.10	<b>0.30</b>	89.29	89.46	<b>0.17</b>
8	89.80	87.00	<b>2.80</b>	33.60	33.70	<b>0.10</b>	89.30	89.71	<b>0.41</b>
9	89.80	87.77	<b>2.03</b>	33.70	33.77	<b>0.06</b>	89.30	89.65	<b>0.35</b>
10	89.80	87.80	<b>2.00</b>	33.70	33.70	<b>0.00</b>	89.48	89.65	<b>0.17</b>

**Tablo 11** Vita Suprinity materyalinden 1 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri

	S.1 ve S.1.T								
	L Değerleri			C Değerleri			h Değerleri		
	S.1	S.1.T	$\Delta L$	S.1	S.1.T	$\Delta C$	S.1	S.1.T	$\Delta h$
1	80.30	79.03	<b>1.27</b>	48.16	46.69	<b>1.47</b>	87.14	87.13	<b>0.01</b>
2	80.60	77.80	<b>2.80</b>	48.25	44.62	<b>3.63</b>	87.50	88.28	<b>0.78</b>
3	81.30	80.87	<b>0.43</b>	47.54	47.50	<b>0.04</b>	87.70	87.01	<b>0.69</b>
4	80.80	80.00	<b>0.80</b>	48.45	47.47	<b>0.97</b>	87.51	86.85	<b>0.66</b>
5	80.80	78.70	<b>2.10</b>	48.15	47.01	<b>1.14</b>	87.49	86.74	<b>0.75</b>
6	79.00	80.30	<b>1.30</b>	50.79	50.01	<b>0.79</b>	86.49	86.21	<b>0.29</b>
7	78.20	80.30	<b>2.10</b>	51.01	50.55	<b>0.46</b>	86.17	86.02	<b>0.15</b>
8	80.40	83.20	<b>2.80</b>	48.66	46.49	<b>2.17</b>	87.17	88.02	<b>0.86</b>
9	80.50	81.63	<b>1.13</b>	49.96	48.18	<b>1.78</b>	87.13	86.74	<b>0.39</b>
10	81.00	81.87	<b>0.87</b>	46.34	43.77	<b>2.57</b>	87.52	87.63	<b>0.12</b>

**Tablo 12** Vita Suprinity materyalinden 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası L, C ve h değerleri

	S.2 ve S.2.T								
	L Değerleri			C Değerleri			h Değerleri		
	S.2	S.2.T	$\Delta L$	S.2	S.2.T	$\Delta C$	S.2	S.2.T	$\Delta h$
1	81.70	82.33	<b>0.63</b>	18.38	20.76	<b>2.34</b>	96.91	93.72	<b>3.19</b>
2	81.50	76.87	<b>4.63</b>	17.03	17.20	<b>0.09</b>	99.67	95.17	<b>4.50</b>
3	82.80	80.73	<b>2.07</b>	18.88	19.57	<b>0.66</b>	96.78	94.62	<b>2.16</b>
4	81.10	78.50	<b>2.60</b>	16.34	17.32	<b>0.95</b>	100.13	98.04	<b>2.09</b>
5	79.50	77.93	<b>1.57</b>	15.16	14.95	<b>0.21</b>	101.74	101.54	<b>0.20</b>
6	80.70	81.00	<b>0.30</b>	16.82	20.47	<b>3.58</b>	99.06	94.35	<b>4.71</b>
7	82.00	78.23	<b>3.77</b>	18.08	18.48	<b>0.37</b>	97.22	95.40	<b>1.82</b>
8	82.20	80.63	<b>1.57</b>	17.98	18.75	<b>0.75</b>	97.25	95.86	<b>1.39</b>
9	82.30	82.07	<b>0.23</b>	17.99	20.49	<b>2.44</b>	97.53	93.19	<b>4.34</b>
10	76.10	81.40	<b>5.30</b>	12.59	16.01	<b>3.47</b>	99.74	100.88	<b>1.15</b>

#### 4.2. Örneklerin Renk Değişikliğinin Değerlendirilmesi

Örneklerin renk değişikliği CIEDE2000 ( $\Delta E_{00}$ ) formülü ile değerlendirilmiştir<sup>53</sup>.

<sup>56</sup>.  $K_L = 2$ ,  $K_C = 1$  ve  $K_H = 1$  olarak alınmıştır.

$$\Delta E_{00} = \left[ \left( \frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left( \frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left( \frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left( \frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left( \frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{\frac{1}{2}}$$

**Şekil 16** CIEDE2000 renk değişikliği formülü

**Tablo 13** GC Cerasmart materyalinden 1 ve 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası  $\Delta E_{00}$  değerleri

	<b>C.1</b>	<b>C.2</b>
<b>1</b>	1.48	1.43
<b>2</b>	3.42	1.16
<b>3</b>	2.12	2.02
<b>4</b>	1.85	2.15
<b>5</b>	1.91	1.34
<b>6</b>	1.33	1.06
<b>7</b>	0.60	0.46
<b>8</b>	0.81	0.63
<b>9</b>	2.72	2.15
<b>10</b>	1.36	1.24

**Tablo 14** Vita YZ XT materyalinden 1 ve 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası  $\Delta E_{00}$  değerleri

	<b>XT.1</b>	<b>XT.2</b>
<b>1</b>	1.19	0.70
<b>2</b>	1.03	0.79
<b>3</b>	0.77	0.27
<b>4</b>	1.00	0.34
<b>5</b>	1.06	0.51
<b>6</b>	1.23	0.78
<b>7</b>	0.99	1.50
<b>8</b>	1.29	1.04
<b>9</b>	1.36	1.35
<b>10</b>	1.34	0.47

**Tablo 15** Vita YZ T materyalinden 1 ve 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası  $\Delta E_{00}$  değerleri

	T.1	T.2
1	1.30	1.03
2	1.36	1.28
3	0.31	1.14
4	1.24	0.99
5	1.16	0.93
6	0.94	0.87
7	1.01	0.87
8	1.19	0.91
9	1.32	0.66
10	0.87	0.64

**Tablo 16** Vita Suprinity materyalinden 1 ve 2 numaralı tasarımda üretilen restorasyonların termal döngü öncesi ve sonrası  $\Delta E_{00}$  değerleri

	S.1	S.2
1	0.64	1.56
2	1.59	1.98
3	0.43	1.00
4	0.56	1.17
5	0.93	0.57
6	0.54	2.33
7	0.75	1.41
8	1.27	0.77
9	0.71	1.79
10	0.90	2.82

#### 4.3. Renk Değişikliğine Ait Bulgular

Her materyalde, iki tasarımda da aksiyal duvarlar 1 mm kalınlıkta üretilmesi sebebiyle spektrofotomere ile renk ölçümleri her materyalde bukkal yüzeyde, materyalin 1 mm kalınlığa sahip olduğu bölgeden gerçekleştirilmiştir. Bunun sonucunda

materyallerin renk değişikliğinin değerlendirilmesinde örnekler istatistiksel değerlendirmeye (N=20) olarak alınmıştır.

**Tablo 17** Materyallerin ortalama  $\Delta E_{00}$  ve standart sapma değerleri

	N	Mean	Std. Dev.	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
GC Cerasmart	20	1.56	0.74	0.17	1.21	1.91	0.46	3.42
Vita YZ XT	20	0.95	0.36	0.08	0.78	1.12	0.27	1.50
Vita YZ T	20	1.00	0.26	0.06	0.88	1.12	0.31	1.36
Vita Suprinity	20	1.19	0.66	0.15	0.88	1.49	0.43	2.82
Total	80	1.17	0.59	0.07	1.04	1.31	0.27	3.42

**Tablo 18** ANOVA

ANOVA					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	4.611	3.000	1.537	5.207	<b>0.003</b>
Within Groups	22.435	76.000	0.295		
Total	27.047	79.000			

**Tablo 19** Materyallerin  $\Delta E_{00}$  değerlerinin karşılaştırılması

		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
C	XT	,61150*	0,185	<b>0,015</b>	0,0885	1,1345
	T	,56100*	0,176	<b>0,024</b>	0,0555	1,0665
	S	0,376	0,221	0,461	-,2390	,9910
XT	C	-,61150*	0,185	<b>0,015</b>	-1,1345	-0,0885
	T	-0,051	0,100	0,997	-0,3295	0,2285
	S	-0,236	0,167	0,672	-0,7072	0,2362
T	C	-,56100*	0,176	<b>0,024</b>	-1,0665	-0,0555
	XT	0,051	0,100	0,997	-0,2285	0,3295
	S	-0,185	0,158	0,826	-0,6364	0,2664
S	C	-0,376	0,221	0,461	-0,991	0,239
	XT	0,236	0,167	0,672	-0,2362	0,7072
	T	0,185	0,158	0,826	-0,2664	0,6364

GC Cerasmart materyali ile Vita YZ XT ve Vita YZ T materyallerinin renk değişikliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur; Vita Suprinity materyalinin renk değişikliği ile arasında ise anlamlı fark bulunmamıştır.

Vita YZ XT materyali ile Vita YZ T ve Vita Suprinity materyalinin renk değişikliği arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Vita YZ T materyali ile Vita Suprinity materyalinin renk değişikliği arasında da anlamlı farkı bulunmamıştır.

#### 4.4. Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi

Kırılma direnci değerlendirilmesinde üniversal test cihazında ilk ani düşüşteki değer N cinsinden kaydedilmiştir.

**Tablo 20** GC Cerasmart materyalerinin kırılma anındaki N değerleri

	C.1	C.1.T	C.2	C.2.T
1	2582,1880	1457,9690	2319,2190	2159,2190
2	2725,1560	1097,3440	2013,4380	2069,2190
3	2374,6880	2202,5000	2511,5630	2277,3440
4	2735,3130	1504,5310	3225,1560	2049,0630
5	3269,2190	2496,2500	1580,4690	2434,6880
6	3352,3440	1106,8750	2363,1250	1509,6880
7	1105,1560	2842,9690	2016,0940	1909,8440
8	2043,2810	2764,0630	2483,5940	1989,5313
9	2944,0630	2542,6560	3281,8750	1656,7190
10	798,9060	2354,3750	2331,8750	2365,3130

**Tablo 21** Vita YZ XT materyallerinin kırılma anındaki N değerleri

	XT.1	XT.1.T	XT.2	XT.2.T
1	1022,0310	706,2500	2403,1250	2021,5630
2	1260,7810	1090,7810	2053,1250	1993,5940
3	886,5625	917,0313	1747,1880	2048,2810
4	1225,7810	882,5000	2061,8750	1754,8440
5	1022,5000	1013,1250	2337,8130	2160,1560
6	918,2813	1074,3750	2576,2500	1997,5000
7	1022,5000	1172,5000	2296,7190	2048,2810
8	979,2188	779,8438	2014,6880	1061,7190
9	1141,2500	1065,7810	2369,6880	1688,2810
10	1290,4690	981,8750	1379,3750	2028,7500

**Tablo 22** Vita YZ T materyallerinin kırılma anındaki N değerleri

	<b>T.1</b>	<b>T.1.T</b>	<b>T.2</b>	<b>T.2.T</b>
<b>1</b>	1087,5000	1339,2190	2872,9690	2110,0000
<b>2</b>	1067,8130	1193,7500	2082,3440	1717,0310
<b>3</b>	1310,6250	964,2188	2270,1560	2579,5310
<b>4</b>	1325,3130	947,0313	2471,5630	2101,8750
<b>5</b>	1117,0310	930,1563	2286,5630	1816,4060
<b>6</b>	986,4063	785,3125	2084,5310	2415,9380
<b>7</b>	1641,7190	1399,0630	2642,3440	1438,7500
<b>8</b>	764,0625	1493,4380	2537,8130	2079,5310
<b>9</b>	1296,2500	1157,5000	3093,5940	2851,2500
<b>10</b>	1242,0310	1406,8750	2679,5310	1734,8440

**Tablo 23** Vita YZ Suprinity materyallerinin kırılma anındaki N değerleri

	<b>S.1</b>	<b>S.1.T</b>	<b>S.2</b>	<b>S.2.T</b>
<b>1</b>	547,6563	547,6563	850,3125	704,0625
<b>2</b>	530,4688	418,9063	967,9688	812,6563
<b>3</b>	644,0625	635,7813	1552,0310	955,9375
<b>4</b>	617,6563	457,0313	1407,0310	1192,8130
<b>5</b>	719,8438	523,4375	893,4375	1185,3130
<b>6</b>	531,8750	414,6875	966,5625	1123,2810
<b>7</b>	648,7500	693,1250	819,0625	1090,6250
<b>8</b>	775,1563	504,2188	602,5000	675,7813
<b>9</b>	591,0938	672,6563	686,4063	
<b>10</b>	512,9688			

#### 4.5. Kırılma Direncine Ait Bulgular

**Tablo 24** Materyallerin ortalama kırılma direnci (Newton) ve standart sapma değerleri

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
<b>C.1</b>	10,00	2393,03	854,88	270,34	1781,49	3004,58	798,91	3352,34
<b>C.1.T</b>	10,00	2036,95	678,22	214,47	1551,79	2522,12	1097,34	2842,97
<b>C.2</b>	10,00	2412,64	522,54	165,24	2038,84	2786,44	1580,47	3281,88
<b>C.2.T</b>	10,00	2042,06	294,52	93,13	1831,38	2252,75	1509,69	2434,69
<b>XT.1</b>	10,00	1076,94	143,60	45,41	974,21	1179,66	886,56	1290,47
<b>XT.1.T</b>	10,00	968,41	146,75	46,41	863,43	1073,39	706,25	1172,50
<b>XT.2</b>	10,00	2123,98	355,22	112,33	1869,87	2378,09	1379,38	2576,25
<b>XT.2.T</b>	10,00	1880,30	320,76	101,43	1650,84	2109,76	1061,72	2160,16
<b>T.1</b>	10,00	1183,88	236,68	74,85	1014,56	1353,19	764,06	1641,72
<b>T.1.T</b>	10,00	1161,66	244,82	77,42	986,52	1336,79	785,31	1493,44
<b>T.2</b>	10,00	2502,14	331,93	104,96	2264,69	2739,59	2082,34	3093,59
<b>T.2.T</b>	10,00	2084,52	433,33	137,03	1774,53	2394,50	1438,75	2851,25
<b>S.1</b>	10,00	611,95	86,99	27,51	549,72	674,19	512,97	775,16
<b>S.1.T</b>	9,00	540,83	105,52	35,17	459,72	621,94	414,69	693,13
<b>S.2</b>	9,00	971,70	313,89	104,63	730,43	1212,98	602,50	1552,03
<b>S.2.T</b>	8,00	967,56	212,55	75,15	789,86	1145,26	675,78	1192,81
<b>Total</b>	156,00	1577,81	758,05	60,69	1457,91	1697,70	414,69	3352,34

#### 4.5.1. Oklüzal Kalınlığın Kırılma Direncine Etkisine Ait Bulgular

**Tablo 25** C.1 ve C.2 grupları arası istatistiksel değerlendirme

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean					
<b>C.1</b>	10.00	2393,03	854,88	270,34					
<b>C.2</b>	10.00	2412,64	522,54	165,24					
<b>Independent Samples Test</b>									
	<b>Levene's Test for Equality of Variances</b>		<b>t-test for Equality of Means</b>						
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
								Lower	Upper
<b>Equal variances assumed</b>	02,05	0,17	(0,06)	18,00	<b>0,95</b>	(19,61)	316,84	(685,26)	646,04
<b>Equal variances not assumed</b>			(0,06)	14,90	0,95	(19,61)	316,84	(695,32)	656,11

C.1 ile C.2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

**Tablo 26** XT.1 ve XT.2 grupları istatistiksel değerlendirme

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean					
<b>XT.1</b>	10,00	1076,94	143,60	45,41					
<b>XT.2</b>	10,00	2123,98	355,22	112,33					
<b>t-test for Equality of Means</b>									
	<b>Levene's Test for Equality of Variances</b>								
	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>t</b>	<b>df</b>	<b>Sig. (2-tailed)</b>	<b>Mean Difference</b>	<b>Std. Error Difference</b>	<b>95% Confidence Interval of the Difference</b>	
								<b>Lower</b>	<b>Upper</b>
<b>Equal variances assumed</b>	4,77	0,04	(8,64)	18,00	0,00	(1047,05)	121,16	(1301,60)	(792,49)
<b>Equal variances not assumed</b>			(8,64)	11,87	<b>0,00</b>	(1047,05)	121,16	(1311,37)	(782,72)

XT.1 ile XT.2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

Tablo 27 T.1 ve T.2 grupları arası istatistiksel değerlendirme

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean					
T.1	10,00	1183,88	236,68	74,85					
T.2	10,00	2502,14	331,93	104,96					
Independent Samples Test									
	Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
								Lower	Upper
Equal variances assumed	1,31	0,27	(10,23)	18,00	0,00	(1318,27)	128,92	(1589,11)	(1047,42)
Equal variances not assumed			(10,23)	16,27	0,00	(1318,27)	128,92	(1591,18)	(1045,35)

T.1 ile T.2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

**Tablo 28** S.1 ve S.2 grupları arası istatistiksel değerlendirme

	<b>N</b>	<b>Mean</b>	<b>Std. Deviation</b>	<b>Std. Error Mean</b>					
<b>S.1</b>	10,00	611,95	86,99	27,51					
<b>S.2</b>	9,00	971,70	313,89	104,63					
<b>Independent Samples Test</b>									
	<b>Levene's Test for Equality of Variances</b>		<b>t-test for Equality of Means</b>						
	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>t</b>	<b>df</b>	<b>Sig. (2-tailed)</b>	<b>Mean Difference</b>	<b>Std. Error Difference</b>	<b>95% Confidence Interval of the Difference</b>	
								<b>Lower</b>	<b>Upper</b>
<b>Equal variances assumed</b>	5,64	0,03	(3,49)	17,00	0,00	(359,75)	103,12	(577,31)	(142,18)
<b>Equal variances not assumed</b>			(3,33)	44509	<b>0,01</b>	(359,75)	108,18	(604,05)	(115,45)

S.1 ile S.2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

**Tablo 29** C.1.T ve C.2.T grupları arası istatistiksel değerlendirme

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean					
<b>C.1.T</b>	10,00	2036,95	678,22	214,47					
<b>C.2.T</b>	10,00	2042,06	294,52	93,13					
<b>Independent Samples Test</b>									
	<b>Levene's Test for Equality of Variances</b>		<b>t-test for Equality of Means</b>						
	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>t</b>	<b>df</b>	<b>Sig. (2-tailed)</b>	<b>Mean Difference</b>	<b>Std. Error Difference</b>	<b>95% Confidence Interval of the Difference</b>	
								<b>Lower</b>	<b>Upper</b>
<b>Equal variances assumed</b>	14,45	0,00	(0,02)	18,00	0,98	(5,11)	233,82	(496,35)	486,13
<b>Equal variances not assumed</b>			(0,02)	12,28	<b>0,98</b>	(5,11)	233,82	(513,28)	503,07

C.1.T ile C.2.T grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

**Tablo 30** XT.1.T ve XT.2.T grupları arası istatistiksel değerlendirme

	<b>N</b>	<b>Mean Rank</b>	<b>Sum of Ranks</b>
<b>XT.1.T</b>	10,00	5,90	59,00
<b>XT.2.T</b>	10,00	15,10	151,00
<b>Total</b>	20,00		
<b>Test Statistics</b>			
<b>Mann-Whitney U</b>	4,00		
<b>Wilcoxon W</b>	59,00		
<b>Z</b>	(3,48)		
<b>Asymp. Sig. (2-tailed)</b>	<b>0,00</b>		
<b>Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]</b>	,000b		

XT.1.T ile XT.2.T grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

**Tablo 31** T.1.T ve T.2.T grupları arası istatistiksel değerlendirme

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean					
<b>T.1.T</b>	10,00	1161,66	244,82	77,42					
<b>T.2.T</b>	10,00	2084,52	433,33	137,03					
<b>Independent Samples Test</b>									
	<b>Levene's Test for Equality of Variances</b>		<b>t-test for Equality of Means</b>						
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
								Lower	Upper
<b>Equal variances assumed</b>	1,82	0,19	(5,86)	18,00	<b>0,00</b>	(922,86)	157,39	(1253,52)	(592,20)
<b>Equal variances not assumed</b>			(5,86)	14,21	0,00	(922,86)	157,39	(1259,94)	(585,77)

T.1.T ile T.2.T grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

**Tablo 32** S.1.T ve S.2.T grupları arası istatistiksel değerlendirme

Gruplar	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean						
S1	9	540,833 3670	105,520 5597	35,1735 199						
S1T	8	967,558 7000	212,550 9311	75,1481 024						
Independent Samples Test										
		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Equal variances assumed	7,244	0,017	-5,342	15	0,000	-426,7253333	79,8753307	-596,9755707	-256,4750959	
Equal variances not assumed			-5,143	9,984	0,000	-426,7253333	82,9723676	-611,6400565	-241,8106102	

S.1.T ile S.2.T grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

#### 4.5.2. Termal Döngünün Kırılma Direncine Etkisine Ait Bulgular

**Tablo 33** C.1 ve C.1.T grupları arası istatistiksel değerlendirme

Gruplar	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean					
C1	10,00	2393,03	854,88	270,34					
C1T	10,00	2036,95	678,22	214,47					
Independent Samples Test									
		Levene's Test for Equality of Variances	t-test for Equality of Means						
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
								Lower	Upper
Equal variances assumed	0,09	0,77	01,03	18,00	<b>0,32</b>	356,08	345,08	(368,91)	1081,06
Equal variances not assumed			01,03	17,12	0,32	356,08	345,08	(371,60)	1083,76

Fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 34** C.2 ve C.2.T gurupları arası istatistiksel değerlendirme

Gruplar	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean						
C2	10,00	2412,64	522,54	165,24						
C2T	10,00	2042,06	294,52	93,13						
Independent Samples Test										
		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference		
								Lower	Upper	
Equal variances assumed	1,46	0,24	1,95	18,00	<b>0,07</b>	370,58	189,68	(27,92)	769,08	
Equal variances not assumed			1,95	14,19	0,07	370,58	189,68	(35,72)	776,88	

Fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 35** XT.1 ve XT.1.T grupları arası istatistiksel değerlendirme

Gruplar	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean						
XT1	10,00	1076,94	143,60	45,41						
XT1T	10,00	968,41	146,75	46,41						
Independent Samples Test										
		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Equal variances assumed		0,02	0,89	1,67	18,00	<b>0,11</b>	108,53	64,93	(27,88)	244,94
Equal variances not assumed				1,67	17,99	0,11	108,53	64,93	(27,88)	244,95

Fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 36** XT.2 ve XT.2.T grupları arası istatistiksel değerlendirme

Gruplar	N	Mean Rank	Sum of Ranks
XT2	10,00	13,10	131,00
XT2T	10,00	7,90	79,00
Total	20,00		
Test Statistics			
Mann-Whitney U	24,00		
Wilcoxon W	79,00		
Z	(1,97)		
Asymp. Sig. (2-tailed)	<b>0,05</b>		
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,052b		

Fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 37** T.1 ve T.1.T grupları arası istatistiksel değerlendirme

Gruplar	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean						
T1	10,00	1183,88	236,68	74,85						
T1T	10,00	1161,66	244,82	77,42						
Independent Samples Test										
		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Equal variances assumed		0,19	0,67	0,21	18,00	<b>0,84</b>	22,22	107,68	(204,01)	248,45
Equal variances not assumed				0,21	17,98	0,84	22,22	107,68	(204,03)	248,47

Fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 38** T.2 ve T.2.T gurupları arası istatistiksel değerlendirme

Gruplar	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean						
T2	10,00	2502,14	331,93	104,96						
T2T	10,00	2084,52	433,33	137,03						
Independent Samples Test										
		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Equal variances assumed		0,40	0,53	2,42	18,00	<b>0,03</b>	417,63	172,61	54,98	780,27
Equal variances not assumed				2,42	16,86	0,03	417,63	172,61	53,21	782,04

Fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

**Tablo 39** S.1 ve S.1.T grupları arası istatistiksel değerlendirme

Gruplar	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean						
S1	10,00	611,95	86,99	27,51						
S1T	9,00	540,83	105,52	35,17						
Independent Samples Test										
		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
								Lower	Upper	
Equal variances assumed	0,51	0,48	1,61	17,00	<b>0.13</b>	71,12	44,18	(22,10)	164,34	
Equal variances not assumed			1,59	15,59	0.13	71,12	44.65	(23,74)	165,98	

Fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 40** S.2 ve S.2.T grupları arası istatistiksel değerlendirme

Gruplar	N	Mean Rank	Sum of Ranks
S2	9,00	8,78	79,00
S2T	8,00	9,25	74,00
Total	17,00		
Test Statistics			
Mann-Whitney U	34,00		
Wilcoxon W	79,00		
Z	(0,19)		
Asymp. Sig. (2-tailed)	<b>0,85</b>		
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,888b		

Fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

### 4.5.3. Aynı Tasarımda Üretilen Farklı Materyallerin Kırılma Direncine Etkisinin Değerlendirilmesi

**Tablo 41** Termal döngü öncesi 1 numaralı tasarımdaki restorasyonların kırılma dirençlerinin istatistiksel değerlendirmesi

ANOVA						
		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups		17302856,75	3	5767618,915	28,306	0,000
Within Groups		7335252,37	36	203757,010		
Total		24638109,11	39			
Tamhane						
(I)	(J)	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
C1	XT1	1316,09394*	274,12	<b>0,005</b>	410,34	2221,84
	T1	1209,15632*	280,51	<b>0,008</b>	301,12	2117,20
	S1	1781,07824*	271,73	<b>0,001</b>	875,40	2686,75
XT1	C1	-1316,09394*	274,12	<b>0,005</b>	(2221,84)	(410,34)
	T1	(106,94)	87,54	0,809	(372,27)	158,39
	S1	464,98430*	53,09	<b>0,000</b>	304,05	625,92
T1	C1	-1209,15632*	280,51	<b>0,001</b>	(2117,20)	(301,12)
	XT1	106,94	87,54	0,809	(158,39)	372,27
	S1	571,92192*	79,74	<b>0,000</b>	318,86	824,98
S1	C1	-1781,07824*	271,73	<b>0,001</b>	(2686,75)	(875,40)
	XT1	-464,98430*	53,09	<b>0,000</b>	(625,92)	(304,05)
	T1	-571,92192*	79,74	<b>0,000</b>	(824,98)	(318,86)

C.1 grubu ile diğer tüm gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. XT.1 ile T.1 arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır, ancak S.1 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. T.1 ile S.1 arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

**Tablo 42** Termal döngü sonrası 1 numaralı tasarımdaki restorasyonların kırılma dirençlerinin istatistiksel değerlendirmesi

ANOVA						
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	
Between Groups	11464706,91	3	3821568,969	26,955	0,000	
Within Groups	4962129,66	35	141775,133			
Total	16426836,57	38				
Games-Howell						
(I)	(J)	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
C1T	XT1T	1068,54699*	219,43	<b>0,003</b>	395,25	1741,84
	T1T	875,29681*	228,02	<b>0,012</b>	192,10	1558,49
	S1T	1496,11983*	217,34	<b>0,000</b>	824,60	2167,64
XT1T	C1T	-1068,54699*	219,43	<b>0,003</b>	(1741,84)	(395,25)
	T1T	(193,25)	90,26	0,186	(453,96)	67,46
	S1T	427,57284*	58,23	<b>0,000</b>	261,28	593,87
T1T	C1T	-875,29681*	228,02	<b>0,012</b>	(1558,49)	(192,10)
	XT1T	193,25	90,26	0,186	(67,46)	453,96
	S1T	620,82302*	85,03	<b>0,000</b>	369,87	871,78
S1T	C1T	-1496,11983*	217,34	<b>0,000</b>	(2167,64)	(824,60)
	XT1T	-427,57284*	58,23	<b>0,000</b>	(593,87)	(261,28)
	T1T	-620,82302*	85,03	<b>0,000</b>	(871,78)	(369,87)

C.1.T grubu ile diğer tüm gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. XT.1.T ile T.1.T arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır, ancak S.1.T ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. T.1.T ile S.1.T arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

**Tablo 43** Termal döngü öncesi 2 numaralı tasarımdaki restorasyonların kırılma dirençlerinin istatistiksel değerlendirmesi

ANOVA						
		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups		13861569,47	3	4620523,16	30,099	0,000
Within Groups		5372807,50	35	153508,79		
Total		19234376,97	38			
Hochbergs GT 2						
(I)	(J)	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
C2	XT2	288,66	175,22	0,481	(198,30)	775,61
	T2	(89,50)	175,22	0,996	(576,45)	397,45
	S2	1440,93946*	180,02	<b>0,000</b>	940,64	1941,24
XT2	C2	(288,66)	175,22	0,481	(775,61)	198,30
	T2	(378,16)	175,22	0,200	(865,11)	108,80
	S2	1152,28326*	180,02	<b>0,000</b>	651,99	1652,58
T2	C2	89,50	175,22	0,996	(397,45)	576,45
	XT2	378,16	175,22	0,200	(108,80)	865,11
	S2	1530,43946*	180,02	<b>0,000</b>	1030,14	2030,74
S2	C2	-1440,93946*	180,02	<b>0,000</b>	(1941,24)	(940,64)
	XT2	-1152,28326*	180,02	<b>0,000</b>	(1652,58)	(651,99)
	T2	-1530,43946*	180,02	<b>0,000</b>	(2030,74)	(1030,14)

C.2 grubunun S.2 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur, diğer tüm gruplar ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. XT.2 ile S.2 arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. T.2 ile S.2 arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. S.2 ile tüm gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

**Tablo 44** Termal döngü sonrası 2 numaralı tasarımdaki restorasyonların kırılma dirençlerinin istatistiksel değerlendirmesi

Kruskall-Wallis Test							
C2T	10	24,7					
XT2T	10	20,1	Test Statistics				
T2T	10	25,3	Chi-Square	18,564			
S2T	8	5	df	3			
	38		Asymp. Sig.	0,000			
Gruplar	N	Mean Rank	Sum of Ranks	Gruplar	N	Mean Rank	Sum of Ranks
C2T	10,00	12,00	120,00	C2T	10,00	10,20	102,00
XT2T	10,00	9,00	90,00	T2T	10,00	10,20	108,00
Total	20,00			Total	20,00		
Test Statistics				Test Statistics			
Mann-Whitney U	35,000			Mann-Whitney U	47,000		
Wilcoxon W	90,000			Wilcoxon W	102,000		
Z	-1,134			Z	-0,227		
Asymp. Sig. (2-tailed)	<b>0,257</b>			Asymp. Sig. (2-tailed)	<b>0,821</b>		
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,280b			Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,853b		
Gruplar	N	Mean Rank	Sum of Ranks	Gruplar	N	Mean Rank	Sum of Ranks
C2T	10,00	13,50	135,00	XT2T	10,00	9,00	90,00
S2T	8,00	4,50	36,00	T2T	10,00	12,00	120,00
	18,00				20,00		
Test Statistics				Test Statistics			
Mann-Whitney U	0,000			Mann-Whitney U	35,000		
Wilcoxon W	36,000			Wilcoxon W	90,000		
Z	-3,554			Z	-1,134		
Asymp. Sig. (2-tailed)	<b>0,000</b>			Asymp. Sig. (2-tailed)	<b>0,257</b>		
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000b			Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,280b		
Gruplar	N	Mean Rank	Sum of Ranks	Gruplar	N	Mean Rank	Sum of Ranks
XT2T	10,00	13,10	131,00	T2T	10,00	13,50	135,00
S2T	8,00	5,00	40,00	S2T	8,00	4,50	36,00
	18,00				20,00		

Test Statistics				Test Statistics			
Mann-Whitney U	4,000			Mann-Whitney U	0,000		
Wilcoxon W	40,000			Wilcoxon W	36,000		
Z	3,200			Z	-3,554		
Asymp. Sig. (2-tailed)	<b>0,001</b>			Asymp. Sig. (2-tailed)	<b>0,000</b>		
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,001b			Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000b		

C.2.T grubunun S.2.T ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur, diğer tüm gruplar ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. XT.2.T ile sadece S.2.T arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. T.2.T ile S.2.T arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

## 5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde uygulanan restorasyonlarda hekimlerin ve hastaların beklentileri giderek artmaktadır. Protetik restorasyonlarda öncelik fonksiyon kaybının giderilmesidir ancak restorasyonun optik özelliklerinin de tatmin edici seviyede olması ve komşuluğunda olan yapılarla renk uyumunu ağız koşullarında koruması beklenir. Bir çok hasta estetik beklentilerinin karşılanmadığı restorasyonu kabul etmeyebilir. Protetik diş tedavisinde metal altyapı üzeri seramik restorasyonların günümüzde uygulamaları devam etmektedir. Ancak estetik beklentilerin karşılanmasında kısıtlamaları mevcuttur, çünkü metal altyapı restorasyonun translüsentliğini ve kırılma direncini etkilemektedir<sup>57</sup>. Çalışmamızın sıfır hipotezi: -Oklüzal kalınlığın ve termal döngü işleminin monolitik restorasyonların kırılma dirençlerine ve materyaller üzerinde renk değişikliğine etkisi yoktur.

Metal altyapılı restorasyonlarda diş dokusundan oklüzalde yaklaşık 2 mm aşındırılma ihtiyacı bir diğer kısıtlama olarak gösterilebilir<sup>58</sup>. Zirkonya altyapı üzeri seramik restorasyonlar yüksek kırılma dirençlerine sahip olmaları ve artan estetik beklentilerin karşılanmasında tatmin edici sonuçlar vermektedir ancak üst yapı seramiği ile altyapı arasında bağlantı sorunu nedeniyle monolitik restorasyonların üretilme ihtiyacı doğmuştur. Monolitik restorasyonlarda kullanılan materyalin kalınlığı optik ve mekanik özellikleri etkilemektedir<sup>59</sup>. Bu nedenle çalışmamızda iki farklı oklüzal kalınlığa sahip monolitik tam kuron restorasyonu tasarımı gerçekleştirilmiştir.

Stabilize zirkonya, lityum disilikat ve türevleri bazlı seramikler, rezin matris seramikler (hibrit seramikler), monolitik olarak arka bölge restorasyonlarda kullanılabilen materyallerdir<sup>12</sup>. Çalışmamızda bu üç ana gruptan dört farklı materyal tercih edilmiş ve farklı oklüzal kalınlığın ve aynı zamanda termal döngünün materyallerin optik ve mekanik özellikleri üzerindeki değişimin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Standardizasyon için insan kaynaklı hataları en aza indirebilmek ve iş akışının hızlı gerçekleştirdiği bilgisayar destekli üretime uygun materyaller tercih edilmiştir<sup>60</sup>.

Zaytsev ve ark.<sup>61</sup> yaptıkları çalışmada PMMA materyali (0,37 GPa) dentin (1,48 GPa) ile yakın elastisite modülüne sahip olması ile birlikte benzer elastik deformasyon göstermiştir. Mahmood ve ark. yaptığı çalışmada test düzeneğinde dayanak dişi taklit eden 3 farklı materyali değerlendirilmiş, farklı dayanak materyali kullanıldığında, restorasyonun kırılma direncindeki farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur<sup>62</sup>. Çalışmalarında alüminyum, modelaj akriliği ve polimer materyallerinden dayanaklar üretilmiştir. Alüminyumdan üretilen dayanak üzeri zirkonya materyalinin kırılma direnci diğer materyallerden üretilen dayanak ile kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı ve yüksek bulunmuştur. Polimer ve alüminyum freze edilerek üretilirken modelaj akriliği el ile üretilmiştir, ancak polimer ve modelaj akriliği kullanılarak üretilen dayanaklardaki zirkonya materyalinin kırılma direnci arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmalarının sonucunda alüminyumun elastisite modülünde veya daha yüksek bir elastisite modülüne sahip dayanakların gerçek dışı sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda dayanak dişler standart bir diş preperasyonuna sahip akrilik dişin laboratuvarında 3 boyutlu tarayıcı ile taranması sonucu elde edilen STL dosyasından freze edilerek üretilmiştir. Kullanılan PMMA materyali dentin ile benzer elastisite modülüne sahiptir.

Wael ve ark.<sup>63</sup> implant destekli tam seramik kuronların kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmada dental implantı insan kemiği (18 GPa) ile benzer elastisite modülüne sahip akrilik rezin (12 GPa) kullanarak kırılma düzeneğine uygun olarak hazırlamışlardır. Bizim çalışmamızda da hazırladığımız dayanaklar soğuk akrilik rezin içerisine simantasyon ve kırılma deneyi düzeneğine uygun olarak gömülerek ağız içi ortam taklit edilmek istenmiştir.

Kullanılan simanın restorasyonun son rengi üzerine etkisi bilinmektedir ve materyaller özelinde farklı siman türlerinin kullanımı önerilmiştir. Tabatabaian ve ark.<sup>64</sup> yaptığı çalışmada farklı siman materyalleri kullanmış ve farklı kalınlıklarda monolitik restorasyonlarda kullanılan zirkonya materyalinden diskler üretmişlerdir. Çinko oksit siman, fosfat siman, 2 farklı adeziv siman ve cam iyonomer siman kullanarak restorasyonun son rengi üzerine etkilerini araştırmışlardır. Simantasyon sonrası ve

öncesini incelediklerinde, adeziv siman kullanımında oluşan renk farkını diğer simanlar ile kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı ve düşük bulmuşlardır. Bayındır ve ark.<sup>65</sup> yaptıkları çalışmada opak ve translüsent özelliklere sahip adeziv siman kullanımının farklı kalınlıklardaki yüksek translüsentliğe sahip monolitik zirkonya materyalinin rengi üzerine etkisini araştırmışlardır. Materyal kalınlığı arttıkça, simanın restorasyon rengi üzerine etkisinin azaldığını bildirmişlerdir. D'addazio ve ark.<sup>66</sup> yaptığı çalışmada, Vita Suprinity materyalini kullanarak çekilmiş olan dişler üzerine monolitik restorasyonlar üretmişlerdir. Cam iyonomer veya adeziv siman kullanımının kırılma direnci üzerine etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda adeziv siman kullanımının kırılma direncini önemli ölçüde arttırdığı bildirilmiştir. Bu çalışmalar ışığında siman seçiminde çalışmamızdaki tüm materyallerden üretilen monolitik restorasyonlar ile kullanımı tavsiye edilen bir self-adeziv siman (RelyX-U200) tercih edilerek renk ölçümleri kuronların simantasyonundan sonra gerçekleştirilmiştir.<sup>64-66</sup>

Renk eşleştirmelerinin tekrar eden değerlendirmelerindeki hataların elimine edilmesi amacıyla, cihaz destekli değerlendirme önerilmektedir. Borse ve ark.<sup>43</sup> protetik diş tedavisinde renk eşleştirmesinin sistematik olarak derlediği çalışmada kolorimetre kullanımının kabul edilebilir sonuç verebildiğini ancak istatistiksel değerlendirme yapabilmek için yeterli matematiksel veri elde edilemediğini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada Vita EasyShade spektrofotometrik cihazın diğer cihazlarla kıyaslandığında daha doğru ve tutarlı sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda renk ölçümleri Vita EasyShade V kullanarak gerçekleştirilmiştir.

Gale ve ark.<sup>55</sup> çalışmalarında termal döngü prosedürlerini incelemişlerdir. Termal döngü gerçekleştirilen çalışmalarda ortalama düşük sıcaklık noktası 6,6 °C (0-36 °C aralığında, ortanca değer 5 °C), ortalama yüksek sıcaklık noktası 55,5 °C (40-100 °C aralığında, ortanca değer 55 °C). Kullanılan döngü sayısı ise 1 ila 1000000 döngüleri arasında değişmektedir ve ortalama 10000 döngü arasındadır. Döngülerin bir günde 20 ila 50 kez oluşabileceği temelinde, yaklaşık 10000 döngünün ağızda geçen bir yılı temsil edebileceği öne sürülmüştür. Standardize edilmiş bir protokol belirtilmemiştir ancak çalışmamızda 5 °C ile 55 °C soğuk ve sıcak tanklar arası 10000 döngü uygulanarak 1 yıllık klinik ortam taklit edilmek istenmiştir.

Paravina ve ark.<sup>67</sup> yaptığı derlemesinde renk değişikliğinin değerlendirilmesinde kullanılan formüllerden CIEDE2000, CIELab formülüne göre insan gözünün algıladığı renk farklılıklarını daha iyi yansıtmaktadır. CIEDE2000 renk farkı formülünün (%95 uyum) kullanılması, renk farklılıklarının insan algısını CIELAB formülünden (%75 uyum) daha iyi temsil ettiği için rengin kabul edilebilirlik ve algılanabilirlik eşik değerleri belirlenirken son yıllarda tercih edilen formül CIEDE2000'dir. Bu nedenle çalışmamızda CIEDE2000 renk değişikliği formülü kullanılmıştır.

Paravina ve ark.<sup>53</sup> rengin kabul edilebilir ve algılanabilir eşik değerlerinin değerlendirildiği çalışmaların derlemesinde eşik değerleri yeniden tanımlamışlardır.  $\Delta E_{00}$  değerini mükemmel uyum için  $\leq 0,8$  (algılanabilir renk değişikliği eşik değeri altında), kabul edilebilir uyum için  $>0,8 \leq 1,8$  (kabul edilebilir renk değişikliği eşik değeri altında), a tipi renk uyumsuzluğu için  $>1,8 \leq 3,6$  (kabul edilebilir renk değişikliği eşik değeri ile iki katı arasında kalan değer), b tipi renk uyumsuzluğu  $>3,6 \leq 5,4$  (kabul edilebilir renk değişikliği eşik değerinin 2 katı ile 3 katı arasındaki değer), c tipi renk uyumsuzluğu  $>5,4$  (kabul edilebilir renk değişikliği eşik değerinin 3 katından fazla). Çalışmamızda  $\Delta E_{00}$  değerleri karşılaştırıldığında, GC Cerasmart ile Vita YZ XT ve Vita YZ T arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bununla beraber tüm örneklerin  $\Delta E_{00}$  değerleri kabul edilebilir renk değişikliği eşik değeri ile algılanabilir renk değişikliği eşik değeri arasında bulunması nedeniyle kabul edilebilir renk uyumu aralığında değerlendirilmiştir: GC Cerasmart (1,56), Vita YZ XT (0,95) Vita YZ T (1) ve Vita Suprinity (1,19).

Bhattacharya ve ark.<sup>68</sup> yaptıkları çalışmada termal döngünün kompozit materyaller üzerine etkisini incelemişlerdir. Örneklerin renk ölçümlerini 250 ve 500 termal döngü sayılarına ulaşınca gerçekleştirmişlerdir. Termal döngü sayısı arttıkça örneklerin renk değişikliğinin de arttığı bildirilmiştir. Çalışmamızda 10000 termal döngü uygulamasının gerçekleştirilmesi ile bahsedilen çalışmadan daha doğru klinik koşullar yansıttığını düşünmekteyiz.

Köseoğlu ve ark.<sup>69</sup> monolitik zirkonya materyalinden farklı kalınlıklarda üretilmiş disk şeklinde örneklerin termal döngü öncesi ve sonrasının değerlendirildiği çalışmalarında hazırladıkları farklı kalınlıkların tamamında CIELab formülüne göre  $\Delta E$  değeri algılanabilir renk değişikliği eşiğinin altında bulunmuştur. Çalışmalarında termal döngü sayısını 5000 olarak gerçekleştirmişlerdir, yaklaşık 6 aylık bir süreye denk geldiği düşünülmektedir. Bu çalışmamızda 1 yıla denk gelen 10000 döngü gerçekleştirilmiş olup, renk değişikliği değerlendirilmesinde önerilen CIEDE2000 formülü kullanılmıştır. Örneklerin renk eşleştirmeleri altın standart olarak kabul gören spektrofotometre kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda örneklerin renklerinin spektrofotometre ile eşleştirmesi gerçekleştirilmiştir.

Kontonasaki ve ark.<sup>71</sup> gerçekleştirdiği derlemelerinde sadece termal döngü uygulanmasının monolitik zirkonyanın kırılma direnci üzerine anlamlı bir farkı olmadığı bildirilmiştir<sup>70</sup>. Yener ve ark. farklı zirkonya materyallerinin termal döngü uygulamasının bükülme direncine etkisini incelemiştir. Çalışmalarında bir gruba glazür uygulamışlardır diğer gruba ise glazür uygulamamışlardır. Sonuçlarını açıklarken glazür uygulanmış restorasyonlarda termal döngü sonrası bükülme dirençlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olmamış iken glazür olmayan gruplarda istatistiksel olarak anlamlı azalma belirtmişlerdir. Çalışmamızda zirkonya materyallerinden olan Vita YZ T kullanılarak üretilen 1,5 mm oklüzal kalınlıktaki tasarıma sahip restorasyonların kırılma direnci termal döngü öncesi ve sonrası karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ancak aynı tasarıma sahip diğer materyallerden üretilen örneklerin termal döngü öncesi ve sonrası kırılma dirençleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Literatür taramasındaki çalışmalar ile çalışmamız örtüşmektedir.

Sorrentino ve ark.<sup>72</sup> GC Cerasmart materyalinden farklı kalınlıklarda (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm) monolitik restorasyonlar hazırlamışlardır. Oklüzal kalınlığı 1 mm olarak hazırlanan monolitik kuron restorasyonlarında kırılma direnci  $1000,90 \pm 398,06$  N olarak bulunmuştur. Çalışmalarında termal döngü uygulanmamıştır. Bu doktora çalışmamızda ise bu değer termal döngü öncesi  $2393,03 \pm 854,88$  N olarak bulunmuştur. Sorrentino ve ark. yaptıkları çalışmada hazırlanan restorasyonu, çekilmiş diş üzerine simante

etmişlerdir. Ancak dayanak hazırlığını döner aletler kullanarak gerçekleştirmişlerdir. Bu şekildeki diş hazırlığının kısıtlamaları olduğu düşünülse de aradaki fark sadece bununla açıklanamayabilir. Aynı zamanda üretilen kuronların kırılma dirençleri simantasyon sonrası termal döngü işlemi uygulanmadan ölçülmüştür. Kassem ve ark.<sup>73</sup> GC Cerasmart materyali ile kompozit materyalinden (Caramill Comp) üretilmiş endokuronların çekilmiş dişlere simante ederek kırılma dirençlerini araştırmışlardır. Gerçekleştirdikleri çalışmalarında iki materyal arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte GC Cerasmart materyalinin kırılma direncini 2220,2 N olarak bulmuşlardır. Çekilmiş dişler ile gerçekleştirilen çalışmalarda dişin nem kaybının ve saklama koşullarının da sonucu etkilediği bilinmektedir. Kadhim'in doktora tezinde çekilmiş dişler üzerine 1,5 mm oklüzal kalınlıkta GC Cerasmart, Vita Enamic ve IPS e.max CAD materyallerinden kuronlar hazırlanmış ve simantasyon sonrasında kırılma direnci araştırılmıştır. Çalışmalarının sonucunda kırılma dirençleri, GC Cerasmart ( $3135,74 \pm 860,91$  N), IPS e.max CAD ( $2614,47 \pm 578,79$  N) ve Vita Enamic ( $1687,90 \pm 570,91$  N) olarak açıklanmıştır<sup>74</sup>. Çalışmamızda dayanak olarak kullanılan PMMA materyalinin GC Cerasmart materyali ile benzer elastisite modülüne sahip olması ve plastik deformasyona uğrayıp şok absorbe eden yapıda olması nedeniyle yüksek kırılma direncine sahip olduğu düşünülmektedir.

Zimmerman ve ark.<sup>75</sup> üç farklı oklüzal kalınlıkta beş farklı materyalden üretilen kuron restorasyonlarının kırılma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında Vita Suprinity materyalinde 1 mm oklüzal kalınlıkta 615 N değerini, 1,5 mm oklüzal kalınlıkta ise 1092,5 N değerini bulmuşlardır. Çalışmalarında hibrit bir malzeme olan Vita Enamic materyalinin 1 mm ve 1,5 mm oklüzal kalınlıklarda hazırlanan restorasyonlarının sırasıyla 771,7 N ve 1063,6 N kırılma direncine sahip olduğunu açıklamışlardır. Araştırmacılar Vita Suprinity'nin 1 mm oklüzal kalınlıkta üretilen restorasyonun kırılma direnci ile Vita Enamic materyalinden üretilen restorasyonun kırılma direnci arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuşlardır. Restorasyon ile dayanağın elastisite modülü arasında ne kadar az uyumsuzluk olursa, kırılma direncinin o kadar yüksek olacağı sonucuna varılabileceğini düşünmüşlerdir. Bizim çalışmamızda da Vita Suprinity materyali aynı kalınlıklarda benzer sonuçlar göstermiştir.

Kırılma direncinin materyal kalınlığından etkilenmeyeceği hipotezimiz sadece GC Cerasmart materyali ile üretilen restorasyonlar için kabul edilmiştir. Diğer materyallerde bu hipotezimiz reddedilmiştir.

Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz renk değişiklikleri klinik olarak kabul edilebilir sınırdan olmasına rağmen, tüm materyallerde rengin algılanabilirlik eşik değerinin ( $\Delta E_{00} > 0,8$ ) üstünde çıkmıştır. Bu nedenle hipotezimiz reddedilmiştir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz veriler sonucunda 4 farklı materyalin de renk değişikliğine uğradığı ancak klinikte kabul edilebilir renk aralığında olduğu tespit edilmiştir. Arka bölgede azaltılmış oklüzal kalınlıklarda, yetersiz interoklüzal mesafe varlığında GC Cerasmart, Vita YZ XT ve Vita YZ T materyallerinin kullanılabilirliği tespit edilmiştir.

Çalışmamızın kısıtlamaları dahilinde tek siman kullanılarak materyallerin optik ve mekanik özelliklerine etkileri karşılaştırılmıştır. Bunun dışında restorasyonun renk stabilitesini etkileyen çevresel faktörler (çay, kahve vb.) ve ağız içi ortamını taklit edebilecek (tükürük gibi) faktörler göz önünde bulundurularak ileriki çalışmalara da dahil edilmesi önerilebilir. Güncel materyaller ve klinik çalışmaların sayısının artması ile birlikte çalışmamız desteklenmelidir.

Çalışmamız sonucunda:

1. Çalışmadaki tüm materyallerin termal döngü nedeniyle uğradıkları renk değişimleri kabul edilebilir renk uyumu aralığında bulunmuştur. Ancak GC Cerasmart materyali ile Vita YZ XT ve Vita YZ T materyalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Vita Suprinity ile diğer tüm örnekler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. En yüksek renk değişikliğini GC Cerasmart materyali göstermiştir. Bunun sebebi olarak üretim aşamasında diğer materyallerden farklı

olarak yüzey cila işleminin mekanik olarak gerçekleştirilmesi olduğu düşünülmektedir.

2. Tüm örnekler incelendiğinde en yüksek kırılma direncini 1.5 mm oklüzal kalınlıktaki termal döngü öncesi Vita YZ T materyali (2502,14 N), en düşük değeri termal döngü sonrası 1 mm oklüzal kalınlıktaki Vita Suprinity materyali (540,83 N) göstermiştir.
3. Materyaller arasında termal döngü işleminin sadece Vita YZ T materyalinden üretilmiş 1.5 mm oklüzal kalınlıktaki restorasyonların kırılma direncini azalttığı saptanmıştır. Diğer tüm materyallerde, termal döngü işlemi öncesi ve sonrası kırılma dirençlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.
4. Farklı oklüzal kalınlığa sahip aynı materyalden üretilen restorasyonların kırılma dirençleri materyallerin kendi içlerinde değerlendirildiğinde, GC Cerasmart materyalinin kırılma direnci iki farklı tasarımda da istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemiştir. Diğer tüm materyallerde oklüzal kalınlık artması ile birlikte kırılma dirençlerindeki artış farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
5. 1 mm oklüzal kalınlığa sahip restorasyonlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde; GC Cerasmart materyali ile üretilmiş restorasyonun kırılma direnci diğer tüm materyallerden yüksek bulunmuştur ve materyaller arasındaki fark anlamlıdır. Vita YZ XT materyali ile üretilmiş restorasyonun kırılma direnci ile Vita YZ T arasında fark anlamlı bulunmamıştır ancak daha düşük kırılma direncine sahip Vita Suprinity ile aralarında fark anlamlı bulunmuştur.
6. 1,5 mm oklüzal kalınlığa sahip restorasyonlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde; GC Cerasmart materyali ile üretilmiş restorasyonun kırılma direnci ile sadece Vita Suprinity arasında istatistiksel olarak fark anlamlı bulunmuştur. Vita YZ XT materyali ile üretilmiş restorasyonun kırılma direnci ile Vita YZ T arasında fark

anlamalı bulunmamıştır ancak daha düşük kırılma direncine sahip Vita Suprinity ile aralarında fark anlamlı bulunmuştur.

7. Çiğneme kuvvetleri yaş, cinsiyet, parafonksiyon gibi etkenler nedeniyle farklılık göstermektedir. Arka bölgede oluşan çiğneme kuvvetlerinin 500-700 N arasında değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir<sup>76</sup>. Bu nedenle en düşük kırılma direncine sahip 1 mm oklüzal kalınlıktaki Vita Suprinity materyalinin kullanımı arka bölgede çalışmamız sonucunda önerilmemektedir.

## KAYNAKLAR

1. Zarone, F., S. Russo, and R. Sorrentino, *From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations*. Dent Mater, 2011. **27**(1): p. 83-96.
2. Kim, H.K., et al., *Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics*. J Adv Prosthodont, 2016. **8**(1): p. 37-42.
3. Heintze, S.D. and V. Rousson, *Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review*. Int J Prosthodont, 2010. **23**(6): p. 493-502.
4. Zhang, Y., et al., *Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics*. Dent Mater, 2013. **29**(12): p. 1201-8.
5. Rekow, E.D., et al., *Performance of dental ceramics: challenges for improvements*. J Dent Res, 2011. **90**(8): p. 937-52.
6. Nakamura, K., et al., *Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness*. Acta Odontol Scand, 2015. **73**(8): p. 602-8.
7. Preis, V., et al., *Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns*. Dent Mater, 2015. **31**(11): p. 1363-9.
8. Vichi, A., M. Ferrari, and C.L. Davidson, *Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts*. J Prosthet Dent, 2000. **83**(4): p. 412-7.
9. Kilinc, H. and S. Turgut, *Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study*. J Prosthet Dent, 2018. **120**(1): p. 107-113.
10. Land, C.H., *Porcelain dental art: No II*. Dent Cosmos, 1903. **45**(8): p. 615-620.
11. Bajraktarova Valjakova, E., et al., *MDR Dental Ceramic Materials Bajraktarova Valjakova E*. 2019. **41**: p. 30-34.
12. Gracis, S., et al., *A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials*. Int J Prosthodont, 2015. **28**(3): p. 227-35.
13. Bajraktarova-Valjakova, E., et al., *Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use*. Open access Macedonian journal of medical sciences, 2018. **6**(9): p. 1742-1755.

14. Isabelle, D. and J. Holloway, *Ceramics for Dental Applications: A Review*. Materials, 2010. **3**.
15. Cerroni, L., *6 - Ceramics for dentistry: Commercial devices and their clinical analysis*, in *Advances in Ceramic Biomaterials*, P. Palmero, F. Cambier, and E. De Barra, Editors. 2017, Woodhead Publishing. p. 181-248.
16. Saint-Jean, S.J., *Chapter 12 - Dental Glasses and Glass-ceramics*, in *Advanced Ceramics for Dentistry*, J.Z. Shen and T. Kosmač, Editors. 2014, Butterworth-Heinemann: Oxford. p. 255-277.
17. *Chapter 11 - Restorative Materials: Ceramics*, in *Craig's Restorative Dental Materials (Fourteenth Edition)*, R. Sakaguchi, J. Ferracane, and J. Powers, Editors. 2019, Elsevier: Philadelphia. p. 209-227.
18. Denry, I. and J.R. Kelly, *Emerging Ceramic-based Materials for Dentistry*. Journal of Dental Research, 2014. **93**(12): p. 1235-1242.
19. Krüger, S., et al., *Nucleation Kinetics of Lithium Metasilicate in ZrO<sub>2</sub>-Bearing Lithium Disilicate Glasses for Dental Application*. International Journal of Applied Glass Science, 2013. **4**(1): p. 9-19.
20. Li, R.W., T.W. Chow, and J.P. Matinlinna, *Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art*. J Prosthodont Res, 2014. **58**(4): p. 208-16.
21. Shenoy, A. and N. Shenoy, *Dental ceramics: An update*. Journal of conservative dentistry : JCD, 2010. **13**(4): p. 195-203.
22. *4 - Strengthening of metal alloys*, in *Introduction to Aerospace Materials*, A.P. Mouritz, Editor. 2012, Woodhead Publishing. p. 57-90.
23. Denry, I. and J.R. Kelly, *State of the art of zirconia for dental applications*. Dental Materials, 2008. **24**(3): p. 299-307.
24. Zhang, F., et al., *Critical influence of alumina content on the low temperature degradation of 2–3mol% yttria-stabilized TZP for dental restorations*. Journal of the European Ceramic Society, 2015. **35**(2): p. 741-750.
25. Heussner, K.-H. and N. Claussen, *Strengthening of Ceria-Doped Tetragonal Zirconia Polycrystals by Reduction-Induced Phase Transformation*. Journal of the American Ceramic Society, 1989. **72**(6): p. 1044-1046.
26. Stavreva, N., *ZIRCONIA AS A BIOMATERIAL IN DENTAL PROSTHETICS*. Knowledge International Journal, 2020. **43**(4): p. 657-662.

27. Piconi, C., S.G. Condo, and T. Kosmač, *Chapter 11 - Alumina- and Zirconia-based Ceramics for Load-bearing Applications*, in *Advanced Ceramics for Dentistry*, J.Z. Shen and T. Kosmač, Editors. 2014, Butterworth-Heinemann: Oxford. p. 219-253.
28. Della Bona, A., P.H. Corazza, and Y. Zhang, *Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material*. *Dental Materials*, 2014. **30**(5): p. 564-569.
29. Facenda, J.C., M. Borba, and P.H. Corazza, *A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN)*. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2018. **30**(4): p. 281-286.
30. Coldea, A., M.V. Swain, and N. Thiel, *Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials*. *Dental Materials*, 2013. **29**(4): p. 419-426.
31. Awada, A. and D. Nathanson, *Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2015. **114**(4): p. 587-593.
32. Skorulska, A., et al., *Review on Polymer, Ceramic and Composite Materials for CAD/CAM Indirect Restorations in Dentistry-Application, Mechanical Characteristics and Comparison*. *Materials (Basel)*, 2021. **14**(7).
33. Burkinshaw, S.M., *Colour in relation to dentistry. Fundamentals of colour science*. *British Dental Journal*, 2004. **196**(1): p. 33-41.
34. Ragain, J.C., *A review of color science in dentistry: The process of color vision*. *J Dent Oral Disord Ther*, 2015. **3**(01): p. 1-4.
35. Fondriest, J., *Shade matching in restorative dentistry: The science and strategies*. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 2003. **23**: p. 467-79.
36. Ahmad, S., S. Habib, and A. Azad, *Scientific and artistic principles of tooth shade selection. A review*. *Pakistan Oral & Dental Journal*, 2011. **31**: p. 222-226.
37. Vadher, R., et al., *Basics of Color in Dentistry: A Review*. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 2014. **13**: p. 78-85.
38. Mohammed, S. and R.K. Alla, *Color and Shade Matching in Dentistry*. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 2011. **25**: p. 172-175.
39. Westland, S., *Review of the CIE System of Colorimetry and Its Use in Dentistry*. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2003. **15**: p. S5-S12.
40. Agrawal, V. and s. kapoor, *Color and Shade Management in Esthetic Dentistry*. *Universal Research Journal of Dentistry*, 2013. **3**: p. 120-127.
41. Ragain, J., *A Review of Color Science in Dentistry: Colorimetry and Color Space*. *Journal of Dentistry, Oral Disorders & Therapy*, 2016. **4**: p. 01-05.

42. Schanda, J., *CIE Colorimetry*, in *Colorimetry*. 2007. p. 25-78.
43. Borse, S. and S.H. Chaware, *Tooth shade analysis and selection in prosthodontics: A systematic review and meta-analysis*. J Indian Prosthodont Soc, 2020. **20**(2): p. 131-140.
44. Sproull, R.C., *Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color\**. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2001. **86**(5): p. 458-464.
45. Todorov, R., et al., *SHADE GUIDES USED IN THE DENTAL PRACTICE*. Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers), 2020. **26**: p. 3168-3173.
46. Ranabhatt, R., et al., *Color matching in facial prosthetics: A systematic review*. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 2017. **17**: p. 3-7.
47. Tam, W.K. and H.J. Lee, *Dental shade matching using a digital camera*. Journal of Dentistry, 2012. **40**: p. e3-e10.
48. Miyajiwala, J., et al., *Comparison of photographic and conventional methods for tooth shade selection: A clinical evaluation*. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 2017. **17**: p. 273.
49. Klotz, A.-L., et al., *How reliable and accurate is the shade determination of premolars by spectrophotometry?* Clinical Oral Investigations, 2020. **24**(4): p. 1439-1444.
50. Chu, S., R. Trushkowsky, and R. Paravina, *Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects*. Journal of dentistry, 2010. **38 Suppl 2**: p. e2-16.
51. Liberato, W.F., et al., *A comparison between visual, intraoral scanner, and spectrophotometer shade matching: A clinical study*. J Prosthet Dent, 2019. **121**(2): p. 271-275.
52. Paravina, R.D., et al., *Color difference thresholds in dentistry*. J Esthet Restor Dent, 2015. **27 Suppl 1**: p. S1-9.
53. Paravina, R.D., M.M. Perez, and R. Ghinea, *Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications*. J Esthet Restor Dent, 2019. **31**(2): p. 103-112.
54. *Chapter 5 - Testing of Dental Materials and Biomechanics*, in *Craig's Restorative Dental Materials (Fourteenth Edition)*, R. Sakaguchi, J. Ferracane, and J. Powers, Editors. 2019, Elsevier: Philadelphia. p. 69-89.

55. Gale, M.S. and B.W. Darvell, *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations*. J Dent, 1999. **27**(2): p. 89-99.
56. Perez, M.D.M., et al., *Dental ceramics: A CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences*. Journal of Dentistry, 2011. **39**: p. e37-e44.
57. Borges, G.A., et al., *Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions*. J Prosthodont, 2009. **18**(8): p. 649-55.
58. Sather, D.A. and H.T. Shillingburg, *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Vol. Fourth edition. 2012, Hanover Park, IL: International Quintessence Publishing Group.
59. Tekin, Y.H. and Y. Hayran, *Fracture resistance and marginal fit of the zirconia crowns with varied occlusal thickness*. J Adv Prosthodont, 2020. **12**(5): p. 283-290.
60. Davidowitz, G. and P.G. Kotick, *The Use of CAD/CAM in Dentistry*. Dental Clinics of North America, 2011. **55**(3): p. 559-570.
61. Zaytsev, D. and P. Panfilov, *On some features of the shape effect in human dentin under compression*. Materials Science and Engineering: C, 2014. **45**: p. 205-209.
62. Mahmood, D.J.H., E.H. Linderoth, and P. Vult Von Steyern, *The influence of support properties and complexity on fracture strength and fracture mode of all-ceramic fixed dental prostheses*. Acta Odontologica Scandinavica, 2011. **69**(4): p. 229-237.
63. Att, W., et al., *Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2006. **95**(2): p. 111-116.
64. Tabatabaian, F., Z. Khaledi, and M. Namdari, *Effect of Ceramic Thickness and Cement Type on the Color Match of High-Translucency Monolithic Zirconia Restorations*. Int J Prosthodont, 2020.
65. Bayindir, F. and M. Koseoglu, *The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucency monolithic zirconia*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2020. **123**(1): p. 149-154.
66. D'Addazio, G., et al., *Fracture Resistance of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Crowns Cemented with Conventional or Adhesive Systems: An In Vitro Study*. Materials, 2020. **13**(9): p. 2012.
67. Gómez-Polo, C., et al., *Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2016. **115**(1): p. 65-70.

68. Bhattacharya, S., et al., *Effect of Thermocycling on the Colour Stability of Aesthetic Restorative Materials: An in-vitro Spectrophotometric Analysis*. Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada, 2020. **20**.
69. Koseoglu, M., et al., *Effect of Thermocycle Aging on Color Stability of Monolithic Zirconia*. Open Journal of Stomatology, 2019. **09**: p. 75-85.
70. Kontonasaki, E., P. Giasimakopoulos, and A.E. Rigos, *Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge*. Japanese Dental Science Review, 2020. **56**(1): p. 1-23.
71. Salihoglu Yener, E., M. Ozcan, and E. Kazazoglu, *A comparative study of biaxial flexural strength and Vickers microhardness of different zirconia materials: Effect of glazing and thermal cycling*. Brazilian Dental Science, 2015. **18**(2): p. 19.
72. Sorrentino, R., *In Vitro Analysis of the Fracture Resistance of Cad-Cam Cerasmart Molar Crowns with Different Occlusal Thickness*. Biomedical Journal of Scientific and Technical Research, 2018. **3**.
73. Kassem, I.A., et al., *Marginal gap and fracture resistance of CAD/CAM ceramill COMP and cerasmart endocrowns for restoring endodontically treated molars bonded with two adhesive protocols: an in vitro study*. Biomaterial Investigations in Dentistry, 2020. **7**(1): p. 50-60.
74. Kadhim, Q.I.K., *In vitro evaluation of fracture resistance of crown restorations fabricated from different hybrid ceramic materials*, in *Prosthodontics*. 2019, Marmara University. p. 65.
75. Zimmermann, M., et al., *Influence of material thickness on fractural strength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns*. Dental Materials Journal, 2017. **36**(6): p. 778-783.
76. Albelasy, E.H., et al., *Fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers: A systematic review of laboratory studies*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2020. **110**: p. 103948.

## İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

FARKLI KALINLIKLARDA HAZIRLANAN MONOLİTİK  
RESTORASYONLARIN KIRILMA DİRENCİNİN VE RENK  
DEĞİŞİKLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

### ORJİNALLİK RAPORU

% <b>10</b>	% <b>8</b>	% <b>5</b>	% <b>6</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<b>docslide.com.br</b> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>2</b>	<b>Submitted to Istanbul University</b> Öğrenci Ödevi	% <b>1</b>
<b>3</b>	<b>Submitted to Ataturk Universitesi</b> Öğrenci Ödevi	% <b>1</b>
<b>4</b>	<b>nek.istanbul.edu.tr:4444</b> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>5</b>	<b>eprints.walisongo.ac.id</b> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>6</b>	<b>Submitted to The Scientific &amp; Technological Research Council of Turkey (TUBITAK)</b> Öğrenci Ödevi	<% <b>1</b>
<b>7</b>	<b>openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</b> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>8</b>	<b>www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</b> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>