

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

TAM SERAMİK MATERYALLERİN TEKRARLANAN
FIRINLAMALAR SONRASI RENK, KIRILGANLIK,
OPASİTE VE MİKROSERTLİK DEĞİŞİMLERİ

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ
OYA ÖZTAN PEKER

DANIŞMAN
Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU

İSTANBUL-2009

1.ÖZET

Tam seramik materyallerin Tekrarlanan Fırınlamalar Sonrası Renk, Kırılgnlık, Opasite ve Mikrosertlik Değişimleri

Amaç: Çalışmamızın amacı; diş hekimliğinde sıkça kullanılan dört farklı tam seramik materyallerinden IPS Empress, Empress Estetik, Empress 2, E.max press 'in tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk, opasite, kırılgnlık ve mikrosertlik değişimlerini incelemektir.

Gereç ve Yöntem: Preslenebilen dört farklı seramik materyalleri, kendi üretici firma talimatları doğrultusunda preslenerek, 2.1mm kalınlığında, 15mm çapında disk numuneler elde edilmiştir. Numunelerin yüzey bitimleri 220, 320, 500, 600 ve 800 numara silikon karbit aşındırma kağıdı ile yapılmıştır. Yüzey bitim işleminin sonunda örneklerin kalınlığı 2mm'ye indirilmiştir. Her materyalden 10 numune içeren 5 grup oluşturularak, 1.grup pres sonrası 1 kez fırınlama, 2.grup pres sonrası 3 kez fırınlama, 3.grup pres sonrası 5 kez fırınlama, 4.grup pres sonrası 7 kez fırınlama , üretici firma talimatları doğrultusundaki fırınlama şartlarında yapılarak biaksiyal bükme testi (üç top üzerine piston) ve mikrosertlik testi uygulanmıştır. 5.grup ise pres sonrası ayrı ayrı 1, 3, 5 ve 7 kez fırınlanarak her fırınlama sonrası renk ve opasite değerleri spektrofotometre cihazıyla ölçülmüştür.

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken niceliksel verilerin karşılaştırılmasında parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanılmıştır. Tekrarlayan ölçümlerin analizinde Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi ve farklılığa neden olan ölçümün paired sample t testi kullanılmıştır. Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

Bulgular ve Sonuçlar: Kullandığımız dört farklı tam seramik materyallerinde tüm fırınlamalarda lityum disilikat içerikli Empress 2 ve E.Max Press'in bükme dayanıklılığı, diğer kullandığımız lösit içerikli Empress ve Empress Esthetic'e göre

istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek dayanıklılık sonuçları vermiştir ($p<0,01$). Tüm fırınlamalarda E.max Press ve Empress 2, IPS Empress ve Empress Esthetic materyaller arasında bükme direncinde anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

Tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk değişimi Empress 2'nin, tüm fırınlamalar arasında 1 ΔE birimden büyük sonuçlar vermiştir. E.max Press ve Empress Esthetic'in tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk değişiminin tamamı 2 ΔE birimden düşük bulunmuştur. IPS Empress'in tekrarlanan fırınlamalarında renk değişimi 1 ve 3. fırınlamalar ($\Delta E <1$) arası hariç diğerlerinde 1 ΔE birimden yüksek olarak tespit edilmiştir.

Tüm fırınlamalarda lityum disilikat içerikli materyaller (E.max Press ve Empress 2) , lüsit içerikli (IPS Empress ve Empress Esthetic) olanlara göre anlamlı derecede daha yüksek opasite yüzdesi göstermiştir ($p<0,01$). Empress 2 ve E.max Press, IPS Empress ve Empress Esthetic arasında ise tüm fırınlamalarda opasite yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Sertlik değerleri arasında IPS Empress en yüksek sertlik değerini göstermiş olup onu Empress Esthetic, Empress 2, E.Max Press takip etmiştir. (1.fırınlama sonrası: E.max Press:549,96; Empress 2:553,50; IPS Empress:629,05;Empress Esthetic:579,90)

Anahtar kelimeler: Tam seramik, tekrarlanan fırınlama, biaksiyal bükme direnci, mikrosertlik, opasite, renk değişimi

2. SUMMARY

Color, Opacity, Fracture Resistance And Microhardness Changes Of All Ceramics After Repeated Firings

Purpose: The purpose of this study is to evaluate the color, opacity, fracture resistance and microhardness changes of four different press all-ceramics; E.max Press, Empress 2, IPS Empress, Empress Esthetic after repeated firings.

Material and Method: The ceramic disk specimens which have 2.1 mm thickness and 15 mm radius were prepared by using four different press all-ceramic materials, according to the manufacturer's instructions. The specimen surfaces were wet ground with 220-, 320-, 500-, 600- and 800- grit silicone carbide paper on a grinding device. After grinding thickness of the specimens were reduced to 2 mm. All materials have 5 groups (n=10). Group 1; pressed and 1 time fired, group 2; pressed and 3 times fired, group 3 pressed and 5 times fired, group 4 pressed and 7 times fired specimens. The biaxial flexure test (piston on three ball, ISO 6872) was then used to measure their flexural strength. Group 5; pressed and fired 1,3,5,7 times and in each firing periods color and opacity test were measured using a spectrophotometer.

The evaluation of the data were performed by the NCSS 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) statistic program. The evaluation of the quantitative data and comparison between groups were performed by Oneway Anova test, and Tukey HSD test was used for the group which causes discrepancy. Anova test (repeated measurements variance analysis) was used for the repeated measurement's analysis and paired sample t test was used for the group which causes discrepancy ($p < 0.05$)

Results and Conclusion: According to the biaxial flexure strength test results, lithium disilicate based all ceramics (Empress 2 and E.max Press) show higher results than leucite based all ceramics (IPS Empress and Empress Esthetic) in all firing periods ($p < 0.01$). In all firing periods there is no significant difference between E.max Press and Empress 2, IPS Empress and Empress Esthetic ($p > 0.05$).

Color changes of Empress 2 between repeated firings was higher than 1 ΔE unit. E. max Press and Empress Esthetic is lower than 2 ΔE unit. For IPS Empress excluding the color change between 1. And 3. Firing ($\Delta E < 1$) is higher than 1 ΔE unit .

According to the opacity percentage, lithium disilicate based all ceramics (Empress 2 and E.max Press) show higher results than leucite based all ceramics (IPS Empress and Empress Esthetic) in all firing periods ($p < 0,01$). In all firing periods there is no significant difference between E.max Press and Empress 2, IPS Empress and Empress Esthetic ($p > 0,05$).

According to the microhardness test results; IPS Empress show higher value, and others were Empress Esthetic, Empress 2, E.max Press follow the IPS Empress. (After first firing: E.max Press:549,96; Empress 2:553,50; IPS Empress:629,05; Empress Esthetic:579,90)

Keywords: All ceramic, repeated firings, biaxial flexure strength, microhardness, opacity, color stability

TEŞEKKÜR

Diş hekimliği ve doktora eğitimim süresince varlığı ve bilgisi ile bize güven veren, tez çalışmam boyunca tüm deneyimlerini ve bilgilerini sabırla paylaşan iyi niyetini ve desteğini bizlerden hiç esirgemeyen, değerli hocam, danışmanım **Prof. Dr. Ender Kazazoğlu**'na;

Doktora eğitimim süresince her yönüyle bizlere örnek ve destek olan Anabilim Dalı Başkanımız **Prof. Dr. Senih Çalikkocaoğlu**'na;

Eğitim sürem boyunca yakın ilgileriyle, bilgi ve tecrübelerini bana sabırla aktaran **Prof. Dr. Koray Oral**, **Yrd. Doç. Dr. Ufuk İşeri**, **Yrd. Doç. Dr. Ceyhun Canpolat**'a;

Tez çalışmamda yaşadığı deneyimleri her an benimle paylaşan ve destek olan **Yrd. Doç. Dr. Rıfat Gözneli**'ye;

Tezimin Laboratuvar işlemlerini hassasiyetle gerçekleştirilmesini sağlayan ve her aşamasında yardımcı olan teknisyenimiz **İsmehan Ardıncı**'a;

Örneklerimin hazırlanmasında her tür olanaklarını özveriyle kullanmamı sağlayan başta **Aşkın Şahin** olmak üzere **Optimal Diş Protez Laboratuvarı** çalışanlarına;

Tez çalışmam boyunca malzemelerimle ilgili her tür bilgiyi paylaşan **Stephan Fiorillo**'ya

Beni her durumda en iyi koşullarda büyütüp yetiştiren, eğitimimin her aşamasında bana sonsuz desteklerini sunan hayatım boyunca hep yanımda olan teşekkürlerin yetersiz kalacağı **Aileme**;

Her zaman büyük bir sabır ve fedakarlıkla bana destek ve yardımcı olan sevgili eşim **Yrd. Doç. Dr. Sertaç Peker**'e;

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK	I
ÖZET.....	II
SUMMARY.....	IV
TEŞEKKÜR.....	VI
İÇİNDEKİLER.....	VII
KISALTMALARIN LİSTESİ.....	X
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	XII
TABLOLARIN LİSTESİ.....	XIII
RESİMLERİN LİSTESİ.....	XV
MATERYAL LİSTESİ	XVII

1. GİRİŞ VE AMAÇ.....1

2. GENEL BİLGİLER.....3

2.1. DENTAL PORSELENLER:.....3

2.1.1 Dental Porselenlerin Gelişimi.....3

2.1.2 Tam Seramik Sistemleri.....5

2.2 MATERYALLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ.....13

2.2.1 Gerilim(Stress).....13

2.2.2 Birim Şekil Değişimi.....14

2.2.3 Elastik Modül.....14

2.2.4 Oransal Limit.....14

2.2.5 Elastik Limit.....14

2.2.6 Akma sınırı (Yield Point).....15

2.2.7 Poisson Oranı (Poisson's Ratio ν)15

2.2.8 Kırılma Dayanıklılığı (Fracture strength).....15

2.2.9 Yorgunluk Dayanıklılığı (Fatigue strength).....15

2.2.10 Sertlik.....16

2.3 MEKANİK TESTLER.....	16
2.3.1 Bükme Testleri.....	16
2.3.2 Çarpma Dayanıklılığı Testleri.....	18
2.3.3 Gerçek Örneklerin Yüklenmesi ile Yapılan Testler.....	18
2.3.4 Sertlik Testleri.....	19
2.4 PORSELEN RESTORASYONLARDA DAYANIKLILIK..	24
2.5 DİŞHEKİMLİĞİNDE RENK.....	29
2.5.1 Munsell'e Göre Rengin Boyutları.....	30
2.5.2 CIELab Renk Sistemi.....	32
2.5.3 Işık ve Renk Terimleri.....	34
2.5.3.1 Metamerizm.....	34
2.5.3.2 Pigmentasyon.....	34
2.5.3.3 Kırılma ve Yansıtma (Refraction, Reflection).....	34
2.5.3.4 Işıma (Fluorescence).....	35
2.5.3.5 Yarı Saydamlık (Translucency).....	35
2.5.3.6 Saydamlık (Transparency).....	35
2.5.3.7 Opasite.....	36
2.5.4 Renk Ölçüm Yöntemleri.....	36
2.5.4.1 Görsel Ölçüm.....	36
2.5.4.2 Cihaz Kullanılarak Yapılan Ölçüm.....	36
2.6 PORSELEN RESTORASYONLARDA RENK UYUMU.....	40
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	45
3.1 Numunelerin Preslenmesi	46
3.1.1 “Empress Esthetic ve IPS Empress (Boyama Tekniği)” Numunelerinin Preslenmesi.....	46
3.1.2 E-max Press ve Empress 2 Numunelerinin Preslenmesi.....	51
3.2 Numunelerin Yüzey Bitimleri.....	54
3.3 Numunelerin Fırınlanması	54

3.4 Numunelerin Gruplandırılması	57
3.5 Biaksiyal Bükme Testi.....	58
3.6 Renk ve Opasite Değişimi Ölçüm Testi	60
3.7 Mikrosertlik Testi.....	61
3.8 İstatistiksel İncelemeler.....	63
4. BULGULAR.....	64
4.1 Biaksiyal Bükme Testi bulgular.....	64
4.2 Mikrosertlik Testi bulgular.....	67
4.3 Renk Değişimi Testi Bulguları.....	72
4.4 Opasite Testi Bulguları.....	75
5. TARTIŞMA.....	79
6. SONUÇLAR.....	91
7. KAYNAKLAR.....	93
ÖZGEÇMİŞ.....	107

KISALTMALARIN LİSTESİ

°C	Celcius
v	Poisson oranı
Al ₂ O ₃	Aluminyum Oksit-Alumina
B ₂ O ₃	Borik Oksit
BaO	Baryum Oksit
CaO	Kalsiyum Oksit
CeO ₂	Seryum Oksit
CIE	<i>International Commission on Illumination</i>
f	Frekans
gr	Gram
HVN	Vicker's sertlik sayısı
K ₂ O	Potasyum oksit
KAlSi ₂ O ₆	Potasyum aluminyum silikat
kg	Kilogram
KHN	Knoop sertlik sayısı
kN/m ²	KiloNewton/Metrekare
Li ₂ O	Lityum Oksit
M.Ö.	Milattan once
M.S.	Milattan sonra
MgAl ₂ O ₄	Magnezyum Aluminat
MgO	Magnezyum Oksit
mm	Milimetre
MN/m ²	MegaNewton/Metrekare
MPa	Megapaskal
N	Örnek sayısı
N/m ²	Newton/ Metrekare
NaO ₂	Sodyum süperoksit

nm	Nanometre
p	Anlamlılık
P ₂ O ₅	Fosforus Pentoksit
sd	Standart sapma
SiO ₂	Silikon di Oksit-Silika
TiO ₂	Titanyum di Oksit
x	Aritmetik ortalama
y.y.	Yüzyıl
ZnO	Çinko Oksit
µm	Mikrometre

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 2.6.1: Porselende renk seçimi ve üretim esnasında karşılaşılabilecek hatalar

Şekil 2.6.2: Renk farklılığının klinik algısı

Şekil 4.1.1: Biaksiyal bükme dayanıklılığı grafiği; materyallere göre

Şekil 4.1.2: Biaksiyal bükme dayanıklılığı grafiği; fırınlama sayısına göre

Şekil 4.2.1: Mikrosertlik grafiği; materyallere göre

Şekil 4.2.2: Mikrosertlik grafiği; Fırınlama sayısına göre

Şekil 4.3.1: Fırınılamalar arası Renk Değişimi Grafiği

Şekil 4.4.1: Farklı Fırınılamalarda Opasite Grafiği; Materyallere göre

Şekil 4.4.2: Farklı Fırınılamalarda Opasite Grafiği; Fırınlama sayısına göre

TABLolarIN LİSTESİ

Tablo 2.4.1: Cam seramik materyallerinin preslenmiş ve tekrarlanan pres sonrası biaksiyal bükme dirençleri

Tablo 2.4.2: Empress2 ve IPS Empress asitlenmemiş ve asitlenmiş biaksiyal bükme direnci sonuçları.

Tablo 2.4.3: Kullanılan 6 kor materyalinin biaksiyal bükme dirençleri ve çentik kopma dayançları

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmalar

Tablo 3.1.1.1: Empress Esthetic ve IPS Empress tam seramiğin EP600 fırını için pres programı

Tablo 3.1.2.1: Empress 2 ve E.max Press tam seramiğin EP600 fırını için pres programı

Tablo 3.3.1: ” Empress 2” materyalinin fırınlama şartları

Tablo 3.3.2: E. max Pres numunelerinin fırınlama şartları

Tablo 3.3.3: IPS Empress numunelerinin fırınlama şartları

Tablo 3.3.4: Empress Esthetic numunelerinin fırınlama şartları

Tablo 3.4.1: Numunelerin Gruplandırılması

Tablo 4.1.1: Seramik Materyallerinin Farklı Fırınlamalara göre Biaksiyal Bükme Dayanıklılıklarının Değerlendirmesi

Tablo 4.1.2: Bükme dayanıklılıkları Grup İçi Karşılaştırmaları

Tablo 4.1.3: Bükme dayanıklılıkları İçin Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi

Tablo 4.2.1: Seramik Materyallerinin Farklı Fırınlamalara Göre Grup İçi ve Gruplar Arası Mikrosertlik Değerlerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.2.2: Mikrosertlik Değerleri Grup İçi Karşılaştırmaları

Tablo 4.2.3: Mikrosertlik Değerleri Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi

Tablo 4.3.1: Seramik Materyallerine Göre Fırınlamalar Arası Renk Değişimi

Değerlendirmesi

Tablo 4.3.2: Fırınlamalar Arası Renk Değişimi İçin Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi

Tablo 4.4.1: Seramik Materyallerinin Farklı Fırınlamalara Göre Opasite Değerlerinin

Değerlendirmesi

Tablo 4.4.2: Opasite Yüzdeleri İçin Grup İçi Karşılaştırmaları

Tablo 4.4.3: Opasite Yüzdeleri İçin Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim 2.3.4.1: Brinel ve rockwell sertlik testlerinde batıcı uç ile oluşturulan izler

Resim 2.3.4.2: Farklı sertlik testlerinde batıcı uç ile oluşturulan izler

Resim 2.5.1.1: Munsell renk sistemine göre Hue, Value, Kroma

Resim 2.5.1.2: Munsell Renk Ağacı ve üç boyutlu şematik görünümü

Resim 2.5.2.1: CIELab renk sistemi

Resim 2.5.4.2.1: Kolorimetre

Resim 2.5.4.2.2: Spektrofotometre

Resim 3.1: Çalışmada kullanılan dört tam seramik materyali

Resim 3.1.1: Standart fabrikasyon mum numune

Resim 3.1.1.1: Tijlenmiş mum numuneler

Resim 3.1.1.2: Hazır büyük boy manset

Resim 3.1.1.3: Revetman toz ve sıvısı

Resim 3.1.1.4: Vakum altında revetmanın karıştırılması

Resim 3.1.1.5: Manşete revetmanın dökülmesi

Resim 3.1.1.6: Silikon manşetin kapatılması

Resim 3.1.1.7: Manşetin açılması

Resim 3.1.1.8: Mum uçurma fırını

Resim 3.1.1.9: Manşetin mum uçurma fırınına yerleşmesi

Resim 3.1.1.10: Manşete seramik tablet ve AlO₂ itici piston yerleştirilmesi

Resim 3.1.1.11: EP600 pres fırını

Resim 3.1.1.12: Pres Öncesi ve sonrası manşet

Resim 3.1.1.13: Fazla mansetin uzaklaştırılması

Resim 3.1.1.14: Kumlama Cihazı

Resim 3.1.1.15: Numunelerin çevresindeki revetman artığının uzaklaştırılması

Resim 3.1.2.1: Küçük ve büyük boy tablet

Resim 3.1.2.2: Revetman toz ve sıvısı

Resim 3.1.2.3: Invex liquid

Resim 3.2.1:Yüzey aşındırma ve parlatma cihazı, aşındırma kağıtları, elektronik kumpas

Resim 3.3.1: Numunelerin fırınlanması

Resim 3.4.1: Numunelerin Gruplandırılması

Resim 3.5.1: Üniversal test cihazı

Resim 3.5.2: Alt ve üst kol

Resim 3.5.3: Biaksiyel bükme testi sonrası örnek

Resim 3.6.1: Spektrofotometre

Resim 3.6.2: Renk ölçüm programı

Resim 3.7.1: Mikrosertlik cihazı Vickers

Resim 3.7.2: Mikrosertlik değeri hesaplanması

MATERYAL LİSTESİ

MATERYALİN ADI	MATERYALİN TİPİ	ÜRETİCİ FİRMA
IPS Empress	Pres Tam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Empress Esthetic	Pres Tam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Empress 2	Pres Tam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
E.max Press	Pres Tam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Tijli, standart mum numuneler	Organik mum	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS Empress- Esthetic Speed Investment	Revetman	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS PressVest Speed Investment	Revetman	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Invex Liquid	Hidroflorik asit ve fosforik asit içeren temizleyici sıvı	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Easy-Mix	Vakumlu karıştırma makinesi	Bego, Bremen,Germany
Arca 20	Mum uçurma fırını	Schütz Dental Group, Rosbach, Germany
EP600	Pres fırını	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Renfert basic- classic	Kuflama cihazı	Renfert, Hilzingen, Germany
Phoenix Beta	Yüzey aşındırma ve parlatma cihazı	Buechler, Illinois, USA
English Abrasives	Silikon karbit aşındırma kağıtları	English Abrasives, London, England
Absolute Digimatic Caliper	Elektronik kumpas	Mitutoyo, Kawasaki, Japan
Instron	Üniversal test cihazı	Buechler, Illinois, ABD
CM-2600d	Spektrofotometre cihazı	Minolta, Tokyo, Japonya
Spectra-Magic 3,1	Bilgisayar programı	Minolta, Tokyo, Japonya
Vickers	Sertlik cihazı	Buehler, Illinois, ABD

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Dental seramikler üstün biyolojik uyumluluk, kimyasal stabilite, ağız içi sıvılardan etkilenmeme, renk stabilitesinin korunması, çiğneme kuvvetleri ile minimum aşınması, yüzey pürüzlülüklerinin minimum olması ve estetik özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde sıkça kullanılırlar. (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8)

Seramiklerin kırılmasını önlemek amacıyla metal altyapı kullanılmıştır. Ancak seramiğin fiziksel özelliklerini arttırmak üzere geliştirilmiş olan metal destekli seramik sistemlerinde, altyapıdan kaynaklanan metal renginin diş etine yansması, metal alerjisi, alaşımın korozyonu ve opak görünüm gibi nedenlerden dolayı (9,7) estetik ve biyolojik uyumluluk yeterince sağlanamamaktadır.

Son yıllarda gerek seramiğin yapısındaki gelişmelere, gerekse fırınlama tekniklerindeki değişikliklere bağlı olarak, mekanik kuvvetlere karşı daha dayanıklı seramik türleri elde edilmiştir. Seramiklerdeki bu gelişmeler, konvansiyonel seramiklerin metal altyapılarla desteklenme zorunluluğunu ortadan kaldırarak tam seramikten yapılan sabit protetik restorasyonları günümüze kazandırmıştır. Tam seramik porselenlerin dayanıklılığının geliştirilmesi ve kırılabilirliğini etkileyebilecek faktörleri tespit etmek amacı ile birçok çalışmalar yapılmıştır ve halende yapılmaktadır.

Dong ve arkadaşları (10) IPS Empress sistemleri üzerinde ısı ile preslemenin ve /veya ısı uygulamalarının etkilerini araştırmışlar ve preslemenin bükülme dayanıklılığını belirgin bir şekilde arttırdığını bildirmişler. Mackert ve ark. (11) daha sonraki yaptıkları bir çalışmada IPS empresin dayanıklılığını arttıran lösit içeriğinin artmasını sağlayan işleme prosedürleri araştırmış ve 1. Ve 2. Renk fırınlamalarının lösit içeriğinde belirgin artışa neden olduğunu bununda materyalin dayanıklılığını arttırdığını bulmuşlar. Claus ve ark. (12) ise porselenin fırınlama şekli, fırın ısı artış oranı, fırınlanma süresi ve porselenin soğuma süresinin camlaşma ve kristalleşme safhalarındaki mikroyapısının değişimine yol açarak porselenin dayanıklılığına etkili olduğunu belirtmişlerdir. Oh ve ark. (13) preslemenin ve ısı ile fırınlamanın materyalde

direnç artışına neden olup olmadığını araştırmışlar ve preslemenin belirgin bir direnç artışına neden olduğunu fakat ısı ile preslemenin ve ısı ile fırınlamanın kombine kullanımının artışa sebep olmadığını bildirmişler. Baharav ve ark. (14) Porselenin fonksiyon sırasında kırılma probleminin glazür kalınlığı ile olan ilişkisini araştırmış ve 0-60 saniyede kırılma probleminin azaldığını 60-120 saniye arasında ise belirgin bir artış görüldüğünü belirtmişler. Fisher ve ark (15), Denry ve ark. (16) da cam seramik materyallerinde fırınlama sonrası yapılan işlemlerin materyalin direncine etkisini araştırmışlar ve fırınlama sonrası soğutma yapıldığında artık streslerin hafiflemesi nedeni ile direncin arttığını bildirmişler.

Porselen restorasyonlarının yapımında bir diğer karşılaşılabilecek problem ise renk uyumu ile ilgili sorunlardır. Seramik restorasyonlarda doğal dişin saydamlığını ve rengini yeniden yaratmak önemlidir. Barghi ve ark. (17) renk uyumsuzluğunun nedenini hekime bağlı, teknisyene bağlı, üretici firmaya bağlı sorunlar olmak üzere üç ana başlık altında incelenebileceğini ayrıca porselenin fırınlanma sayısında restorasyonun rengini etkileyebileceğini belirtmişler. Birçok faktör porselen sistemlerinin uygun renk skalası ile uyum sağlama yeteneğini etkiler. Saydamlık, opasite, floresanlık, yüzey yapısı, ve şekil özellikleri (18), porselenin markası (19,20), bir pişirmede pişirilmesi (21), porselen fırınlama sayısı ve kondensasyon tekniği de (22,23) porselenin son rengini etkiler. O'Brien ve ark. (9) ise porselen fırınlaması sırasındaki renk değişiminin sebeplerini; -porselen restorasyonundaki opağın kalınlığı ve rengi, - dentin porseleninin kalınlığı, rengi ve şeffaflığı, -mine porseleninin kalınlığı, rengi ve şeffaflığı, -porselenin fırınlanma ısısı, -porselenin fırınlanma sayısı, şeklinde bildirmişlerdir.

Tam seramik materyallerinin tekrarlanan fırınlamalara bağlı mekanik özelliklerinde ve renginde oluşabilecek değişimlerle ilgili az sayıda çalışma yapılmıştır. Bizim çalışmamızın amacı; dört farklı tam seramik materyalinin tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk, bükülme direnci, sertlik ve opasitesinin değişimlerini incelemektir ve sonuçta bu materyallerin birbirine göre üstünlüklerini tespit etmek hangi materyalin daha az etkilendiğini tespit edip en avantajlı materyali seçme ve en uygun fırınlama sayısı hakkında bilgi sahibi olmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL PORSELENLER:

2.1.1 Dental Porselenlerin Gelişimi:

Porselen sözcüğü Yunanca “keramikos” kelimesinden gelmektedir. Porselen M.Ö. 50 yıllarında Çin’liler tarafından kullanılmış ve M.S.1000 yıllarında Çin porseleni olarak tanımlanan beyaz, dayanıklı porselen üretilmiştir. Bu teknik 16.yy..da Portekiz’li denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir ve üzerinde araştırmalar yapılan bir materyal haline gelmiştir (24, 25, 26, 27, 9).

Porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceği ilk kez 1723 yılında Fransız bir diş hekimi olan Pierre Fauchard tarafından bildirilmiştir (28). Porselenin ilk kullanımı ise, 1774 yılında Fransız kimyager Alexis Duchâteau’nun mineral yapıştırma dişlerin gelişmiş bir versiyonunu üretmesiyle olmuştur (28, 27, 25,29). Bununla beraber, o dönem için bir protez materyalinin dişe yapışmasını sağlayacak malzemenin olmaması, bu pişirilmiş materyalin yaygın biçimde kullanılamamasına neden olmuştur (29).

İlk porselen diş materyalinin patenti ise 1789 yılında Fransız diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ve yine Fransız kimyager Alexis Duchâteau tarafından alınmıştır. 1808 yılında Chemant’ın geliştirdiği mineral hamur protezler Paris’te bulunan İtalyan diş hekimi Giuseppe Angelo Fonzi tarafından geliştirilerek ‘Ferro Metalik’ dişlerin ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Bu sayede ilk kez kişisel porselen dişler ve küçük blok dişler başarılı bir şekilde üretilmiştir (30). Bu dişlerin arka kısımlarına yerleştirilen platin kramponlar, metalik bir dayanağa lehimlenebilme kolaylığı sağlıyordu (31).

Fransız bir diş hekimi olan Planteau, 1817'de Birleşik Devletler'de porselen dişleri kullanıma sundu. Peale ise 1822'de Philadelphia'da bu dişler için bir pişirme tekniği geliştirdi. Bu dişler ticari olarak, Stockton tarafından 1825 yılında piyasaya sunuldu. İngiltere'de Ash 1837'de mevcut porselen dişlerin daha gelişmiş bir şeklini üretti. 1838'de Ellias Wildman vakumlu fırınlamayı tanımlamışlardır (25,27,28). 1844'de Stockton'un yeğenin S.S. White Şirketi'ni kurmasıyla, porselenin diş hekimliğinde kullanımında önemli ilerlemeler kaydedilmiştir (29).

1886 yılında ilk kez altın altyapılı düşük ısı porseleni geliştirilmiştir. 1889 yılında ise Charles Land, yüksek ısı porseleninden tam jaket kuron üretim yöntemini tanıtmıştır. Jenkins, 1898 yılında düşük ısı porseleninin renk özellikleri ve sağlamlığını geliştirmiştir (32).

1903 yılında Charles Land platin folyonun seramik pişirilirken destek olarak kullanıldığı yüksek ısı seramikleri ile hazırlanan ve seramik jaket kron olarak isimlendirilen ilk tam seramik kronu geliştirmiştir (19, 32, 5, 30, 33, 34). Alumina alt yapı ile porselenin gücü iki kat artmıştır ancak posterior bölgede yeterli dayanıklılık sağlanamamış ve sadece anterior tek kronlarda kullanılabilmiştir (35, 36, 33).

1950'lerde "lösit" eklenmesi ile seramiğin genleşme katsayısı yükseltilecek altın alaşımları ile güçlü bağlantısı sağlanmış (28), 1958 yılında ise Vines ve arkadaşları vakum ile pişirilen ince seramik tozunu ve vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir (35,37).

1962 yılında Weinstein ve arkadaşları ilk defa % 11-15 oranında K₂O (Potasyum oksit) içeren seramik tozu ile metal destekli seramik restorasyonları yapmışlardır (35). Ancak metal altyapının ışığın geçişine izin vermemesi nedeniyle mevcut doğal dişlerle renk uyumunun sağlanmasında zaman zaman sorunlar ortaya çıkmaktadır (26).

1965 yılında McLean ve Hughes, altyapısı % 40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş seramik ile jacket kron yapımını geliştirmişlerdir (9, 33, 35).

1972 yılında ise Southan ve Jorgensen'in "refraktör day" materyalini geliştirmeleri ile diş hekimliğinde tam seramik sistemleri yaygınlaşmıştır (26).

1976 yılında McLean ve Sced, çift folyo tekniği ile platin folyoyu kron iç yüzeyinde bırakarak alumina seramik jaket kronların güçlendirilmesini sağlamışlardır (33, 35). Kronun iç yüzeyinde kalan platin folyo gri bir renklenmeye sebep olduğu ve ışık geçirgenliğine negatif etkide bulunduğu için seramik restorasyonların estetik avantajını yok etmiştir (35, 33). 1970 ve 80'ler boyunca metal destekli seramik restorasyonlar pek çok klinisyenin ilk tercihi olmuştur. 1980'lerde ve 90'ların başında hastaların daha fazla estetik sonuçlar talep etmeleri (30) o yıllardan itibaren günümüze kadar hem estetik hem de dayanıklılığı arttırılan tam seramik sistemleri üzerine çalışmaların yapılmasına ve pek çok sayıda tam seramik sistemleri geliştirilmesine neden olmuştur (9).

2.1.2. Tam Seramik Sistemleri

Geliştirilen tam seramik sistemleri içeriklerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılmıştır (9,38):

- Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri;

- a- Alumina.

- b- Spinel enjeksiyon dökümü (Spinel injection molded).

- c- Magnesia.

- d- Zirkonia.

- Feldspar;

- a- Lössit oranı düşük.

- b- Lössit oranı yüksek.

- Dökülebilir ve Pres cam seramikler;

- a- Mika içeren.

- b- Lössit içeren.

- c- Lityum disilikat içeren.

Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri

a-Alumina içeren:

1972 yılında ise Southan ve Jorgensen'in "refraktör day" materyalini geliştirmeleri ile diş hekimliğinde tam seramik sistemleri yaygınlaşmıştır (26). Refraktör day revetman benzeri bir malzeme olup alçı modelin silikon ile laboratuarda duplike edilmesini takiben silikon içine dökülür ve diş kesiminin fırınlanabilir bir modeli elde edilmiş olur. Böylelikle porselenin fırına taşınması amacı ile platin folyo uygulanması gerekmez. Refraktör day üzerine direk olarak şekillendirilen porselen hamuru day ile birlikte fırınlanır. Fırınlamayı takiben refraktör day kumlanarak iç yüzeyden uzaklaştırılır ve alt yapı aynı metal alt yapıda olduğu gibi, alçı model üzerine uyumlanır. Uyumu tamamlanan porselen alt yapı üzerine dentin ve mine porseleni fırınlanarak restorasyon bitirilir. Bu teknik kullanılarak ilk geliştirilen sistem %75 oranında alumina içeren Hi-Ceram'dır (Hi-Ceram, Vident, Baldwin Park, CA) ve bükülme direnci 140-180 MPa arasındadır (26).

Mickael Sadoun 1985 yılında ağırlık olarak % 99.56 oranında saf alumina içeren In-Ceram sistemlerini geliştirmiştir (39). In-ceram (Vita Zahn-fabrik, Bad Sackingen, Almanya) yapımında kullanılan özel alçı fırınlama sonrası büzülür ve restorasyon model üzerinde serbest hale gelerek kolaylıkla modelden ayrılır. Alumina kor yapının şekillendirilip fırınlanmasını takiben içine cam infiltre edilmesi ile saydamlık ve direnci artar ve alumina partikülleri arasında oluşabilecek porositeler daha düşük yoğunluktaki cam yapı ile dolmuş olur (40). Bu işlem istenilen renkteki In-ceram cam tozunun su ile karıştırılması ve restorasyonun üzerine kalın bir tabaka olarak uygulanıp fırınlanmasıdır. Fırınlanma işlemi bittikten sonra kumlama yapılarak fazla cam yapı alt yapıdan uzaklaştırılır, dentin ve mine porselenlerinin fırınlanması ile restorasyon tamamlanır. İçerdiği alumina oranına bağlı olarak, alumina miktarı arttıkça dayanıklılığı da artar (40). Mine ve dentin porseleni uygulaması sonrası 3 üyeli anterior köprülerde kullanılabilen ilk materyaldir. In-Ceram ile yaklaşık 420-520 arasında MPa bükülme direncine sahiptir. In-Ceram restorasyonlar ile elde edilen gerilme dayanıklılığı Hi-Ceram restorasyonlara göre yaklaşık 3 kat daha fazladır (33). Ancak en büyük dezavantajı opak olmasıdır (37, 26, 41, 42).

b-Spinel Enjeksiyon Dökümü (Spinel Injection Molded):

Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramiği yapımında kullanılan bir diğer sistem alt yapı spinel (Spesifik kristal yapıları sahip bileşikler grubu, $MgAl_2O_4$ gibi) enjeksiyonu ile şekillendirilen düşük büzülme oranı gösteren alüminyum magnezya spineldir (43). Bu tipte bir materyal olan Cerestore (Non-shrink alumina ceramic Coors Biomedical Co., Lakewood, CO) 1983'te Sozia ve Riley tarafından geliştirilmiştir. % 65-70 oranında Al_2O_3 ve % 8-10 oranında MgO içerir (43). Refraktör day yerine epoksi resin day ve enjeksiyon sistemi ile kor yapımı sağlanır ve üzerine geleneksel porselenler pişirilerek restorasyon bitirilir.

Bir diğer "aluminium magnezya spinel" seramik ise İn-ceram Spinel (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya). İçeriğindeki alumina ve magnezyum oksitinin reaksiyonu sayesinde fırınlama sırasında oluşan büzülme önleyen hacim artışı meydana gelir. Özel fırınında zaman ve ısı kontrolü ile düşük büzülme oranı sağlanan materyal, estetiğin artırılması için üretilmiş ancak büzülme direnci 90-130 MPa arasında olduğu için sinterlenmiş alumina alt yapılar kadar dayanıklılık gösterememiştir (26, 34, 44, 45, 46, 47).

c-Magnezya içeren:

Kuvvetlendirilmiş altyapı materyallerinden bir diğeri magnezyadır. Yüksek genleşme oranına sahiptir. Cam matriks içinde %40-60 oranında magnezya bulunan materyalin dayanıklılığı magnezya kristallerinin cam matriksteki dağılımına ve matriksteki kristalizasyonuna bağlıdır (9).

d-Zirkonya içeren:

Günümüz diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan zirkonya, cam faz içermeyen solid sinterize edilmiş polikristalin yapıda bir materyaldir. Oldukça yüksek kırılma sertliği ve bükme dayanıklılığına sahiptir. Bunun sebebi sadece zirkonyada bulunan ve diğer seramiklerin sahip olmadığı, 'sertleştirme mekanizması' olarak isimlendirilen bir mekanizmadan dolayıdır. Bu, zirkonyaya dış enerji kaynakları uygulanması (aşındırma, soğutma vb.) sonucu grenlerinin enerjisiyi absorbe ettiği ve kristallerin tetragonal formdan monoklinik forma dönüştüğü bir çatlak iyileştirme prosedürüdür. Monoklinik

form biraz daha büyüktür (% 3 - % 5) ve mikro çatlakları tkayabilir. Zirkonya, alüminadan iki kat, cam seramiklerden 5 ila 10 kat daha sert ve daha dayanıklıdır (48).

Sertlik mekanizması ve mekanik özellikleri nedeni ile kuvvetli yüklere maruz kalan posterior bölgede çok üyeli köprü olarak kullanımı endikedir (49). Materyalin dezavantajı, hafif opak olmasıdır. Bu sebeple zirkonyum oksit köprüler ön bölgede estetik problemlere neden olabilir (50).

Bu materyallere örnek olarak In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik Germany), DC Zirkon (DCS Dental AG, Switzerland), Denzir (Decim Sweden), Cercon (Densply), Procera AllZirkon (NobelBiocare), Lava (3M ESPE) verilebilir (51, 52, 53)

Feldspar

Porselen yapısında bulunan feldspardaki 6SiO_2 bağı yerine 4SiO_2 bağı içeren kristal yerleştirildiğinde porselenin ısı genleşme katsayısını ve dayanıklılığını etkileyen lösit kristali meydana gelir. Feldspar, 1150°C - 1530°C arasında ısıya maruz bırakıldığında, yapısındaki 6SiO_2 bağı 4SiO_2 bağı haline geçer ve oluşan bu yeni kristal yapıya lösit adı verilir. Porselen içerisindeki lösit miktarı, porselenin ısı genleşme katsayısını ve dayanıklılığını etkileyen bir faktördür. Yüksek oranda lösit içeren (%50.6) feldspatik seramikler (örn: Optec HSP, Rx Jeneric, Wallingford, CT), düşük oranda lösit içeren seramiklerden (örn: Vita VMK 68, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (% 19.3) iki kat daha dayanıklıdır (28). Feldspatik seramiklerin bükülme dirençleri 45-90 MPa arasındadır (26).

Dökülebilir ve pres cam seramikler

Dökülebilir cam seramikler homojen yapılardır. Camın kontrollü olarak kristalleşmesi yöntemi ile camın bazı ısı derecelerinde sıvı halden katı hale geçerken süper soğutulmuş sıvı özelliği göstererek kristalleşmesi esasına dayanmaktadır. Üretilen

cam kristallerin tipi ve miktarı cam seramiklerin özelliklerini belirler (54). Restorasyonlar fosfat bağlı revetman içine gömülen mum maketlerin dökümü ile elde edilir. Yaklaşık 950 °C'de eritme ve yakma işlemi yapılır. Özel motorlu döküm aletiyle 1350 °C'de cam dökülür. Şeffaf kuron 1070°C'de 10 saat süreyle ısıya tabii tutulur ve kısmi kristalizasyon sağlanır. Elde edilen restorasyon boyama veya üzerine yüzey seramiği uygulanarak bitirilir (33,55).

Preslenebilen cam seramikleri elde etmek için basınçla döküm tekniği ve kayıp mum metodu uygulanır. Bu yöntemde, özel bir kalıp içinde bir boru boyunca, ısıtılmış seramik tablete kuvvet veren bir piston kullanılır. Fırın içerisinde cam seramik akışkan hale gelir ve revetman içerisindeki negatif boşluğa akar. Presleme süresi negatif boşluğun hacmine ve karmaşıklığına bağlı olarak 5-20 dakika arasında tamamlanır. Bu ısı ile presleme sırasında cam seramiğin son mikroyapısı tamamlanmış olur. Presleme işlemi tamamlandıktan sonra revetman oda ısısında soğumaya bırakılır. Soğuma sonrasında revetmanın uzaklaştırılması için 1-2 bar basınç ile alüminyum oksit kristalleri ile kumlama yapılır. Artıklardan temizlendikten sonra boyanır ve glaze edilir ya da ısıl uyumlu bir seramik ile tabakalanır (29, 56). Isı ile presleme porselen işlemesi sırasında oluşan inhomojeniteyi ve porozite oluşumunu engeller (10, 57). İlk ısı ile preslenen seramik materyali lösit ile güçlendirilmiş olan IPS Empress cam seramiktir ve bükme direnci 182 Mpa'dır (57).

a-Mika içeren:

Cam seramiklerin yapısına katılan mika kristalleri yaklaşık 1 µm kalınlıkta ve 5-6 µm boyutundadır. Bu kristaller materyalin esnekliğini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık da kazandırır (58).

Mika kristalleri içeren, 1980'lerde hazırlanan ilk sistem Dicor'dur (9). Dicor %45 oranında cam ve %55 oranında tetrasiklik mika kristalleri içeren tetrasiklik flormika esaslı dökülebilir cam seramiktir (33, 59, 60, 61, 62). Laboratuvarında elde edilmiş model üzerinde hazırlanan modelaj revetmana alınıp mum uçurulduktan sonra fırında ısıtılan cam seramik

dökülür. Döküm sonrası ajustesi yapılan restorasyona ceramming olarak isimlendirilen camsı yapının kristal yapıya dönüştürülmesi için kontrollü ısıtma işlemi uygulanır. Bu sistemler iki şekilde bitirilebilir (59, 57, 63).

1- Boyama tekniği (staining): Restorasyonun glazür esnasında boyanması ile elde edilir.

2- Katmanlama tekniği (layering): Elde edilen restorasyonda dentin ve mine porselenine yer sağlamak için aşındırma yapılır, üzerine dentin ve mine porseleni fırınlanır.

Bu materyal ışık geçirgenliğinden dolayı renklenmelerin maskelenmesinde zayıf kalır. Özellikle diastemaların kapatıldığı vakalarda veya kırık restorasyonlarında desteksiz porselende yeterli opasite göstermez. Bu sistem anterior ve posterior bölgede kron restorasyonları için kullanılır ve 115-150 MPa bükülme direncine sahiptir (26).

b-Lösit içeren:

İlk olarak 1791 yılında keşfedilen lösit, yapısı $KAlSi_2O_6$ (potasyum aluminyum silikat) olan feldspatik grup minerallerin silikat sınıfının tetrasilikatlar alt sınıfına ait bir mineraldir. Moleküler yapısını %17.91 potasyum, %12.36 aluminyum, %25.74 silisyum ve %43.99 oksijen atomları oluşturur. Bu atomlar %21.58 K_2O , %23.36 Al_2O_3 ve %55.06 Si_2O bileşikleri şeklinde kristal yapıyı meydana getirirler. Lösitler diğer feldspatikler gibi quartz bulunmayan silikadan fakir kayalar içinde bulunurlar (64, 65).

Lösit kristali dental porselen restorasyonlarda kuvvetlendirici kristal olarak kullanılır (66, 67, 68). Lösit yüksek ısıl genleşme katsayısına sahiptir ve sıcaklığa bağlı olarak hacim değişikliğiyle birlikte şekil değişikliği de gösterir. Lösit potasyum feldspatın düzensiz olarak ergimesiyle şekillenir. Porselen içerisindeki lösit miktarı, porselenin ısı genleşme katsayısını ve dayanıklılığını etkileyen bir faktördür.

1990 yılında Wohlwend tarafından temel yapısı anlatılan IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemleri “lösit “ içeren cam seramiktir (69, 57). Birkaç mikron çapındaki lösit kristalleri cam matrikste kontrollü kristalizasyon ile elde edilir. Toz formundaki ürün silindirik kalıplara preslenerek pişirilip tabletler şeklinde hazırlanır. Empress materyali ağırlık olarak % 63 SiO₂, % 17,7 Al₂O₃, % 11,2 K₂O, % 4,6 NaO₂, % 0,6 B₂O₃, % 0,4 CeO₂, % 1,6 CaO, % 0,7 BaO, % 0,2 TiO₂ içerir (27, 13). Restorasyonun elde edilmesinde mum modelaj ve kayıp mum tekniği kullanılır. Laboratuvarında elde edilmiş model üzerinde hazırlanan mum modelaj özel revetmanı ile revetmana alınır. Özel fırınlarda mumun uçurulmasından sonra elde edilen negatif boşluğa seramik tabletler yüksek ısıda vakum altında preslenir (57, 63, 70, 71, 72). Restorasyonun bitimi ise boyama ve tabakalama olmak üzere iki farklı yapım tekniğine sahiptir. Boyama tekniğinde elde edilen kron, estetiğe uygun olarak boyanıp, glaze işlemi ile bitirilir. Tabakalama tekniğinde ise preslemeden sonra, elde edilen yapı kontrollü olarak aşındırılarak üzerine uygun veneer seramik materyali uygulanıp, fırınlanır (73, 74, 75). Estetik niteliği yüksek olan bu materyal mineye benzer aşınma katsayısına ve ışık geçirgenliğine sahiptir. Bükülme dayanıklılığı yaklaşık 120-160 MPa'dır (41, 60, 71, 76, 77, 78).

2004 yılında Ivoclar Vivadent firması yeni preslenebilir lösit ile güçlendirilmiş Empress Esthetic cam seramiği üretti. Bu materyal IPS Empress'e göre daha homojen bir mikroyapıya sahiptir. Lösit kristalleri daha düzenli, homojen ve yoğunluğu daha fazla olacak şekilde dağılmışlardır. Kristallerin partikül büyüklüğü ise daha küçüktür böylece estetiği daha arttırılmıştır. Laboratuar aşamaları aynı olan bu yeni materyalde bükme direnci ise arttırılmıştır (79).

IPS Empress materyali ile birlikte farklı firmalar, Finess, Cergo, Evopress gibi benzer yapıda pres tam seramik materyalleri piyasaya çıkarmışlardır. Finess materyalinin bükme dayanıklılığı yaklaşık 120 MPa (80), Cergo'nun 100-120 MPa (81), Evopress' in ise 100 MPa (82) dır.

c-Lityum disilikat içeren:

İlk disilikat cam seramik 1950'lerde Stookey tarafından tanımlanmış ancak kimyasal dayanıklılığı zayıf olan materyal Beall ve Echeverria tarafından geliştirilmiştir (57). 1998 yılında kimyasal temeli $\text{SiO}_2 - \text{Li}_2\text{O}$ olan lityum disilikat içerikli cam seramik (Empress 2) geliştirilmiştir. Lityum disilikat cam seramiğin kontrollü kristalizasyonu esasına dayanılarak hazırlanan Empress 2 materyali % 60 oranında kristal yapı içerir ve 339 ± 20 MPa bükülme dayanıklılığına sahiptir (78). Laboratuarda IPS Empress sistemleri ile aynı şekilde hazırlanır ancak bitimi layering tekniği ile yapılır. Empress 2 ağırlık olarak % 57-80 SiO_2 , % 11-19 Li_2O , % 0-13 K_2O , % 0-11 P_2O_5 , % 0-8 ZnO , % 0-5 MgO , % 0,1-6 La_2O_3 , % 0-5 Al_2O_3 , % 0-8 pigmentler içerir (13, 83, 84, 85). Ana cam yapı $1400-1600^\circ\text{C}$ 'de eritilir, sıvı haldeki cam suya dökülür ve daha sonra ince toz haline getirilir. Elenmiş toz, çapı 13 mm ve yüksekliği 12 ve 24 mm silindirler oluşturacak şekilde preslenir. Silindirler $850-900^\circ\text{C}$ 'de vakum altında sinterlenir. Bu işlemler sırasında silindirler aynı zamanda kristalize edilmiş olur. Böylece cam seramik tabletler formundaki ara ürün (ingot) laboratuarlarda presleme yapılmak üzere hazırlanmış olur (83, 84, 85). Empress 2 alt yapı materyali özel üretilmiş florapatit içeren sinterlenmiş cam seramik, glaze ve boyama materyali ile kaplanır. Empress 2 materyali premolarlar bölgesine kadar olan 3 üyeli köprü yapımında, anterior ve posterior tek kron restorasyonlarında kullanılır (84, 86).

2005 yılında Ivoclar Vivadent firması yeni preslenebilir lityum disilikat ile güçlendirilmiş E.max Pres cam seramiği üretti. Empress 2 ile aynı kimyasal temele sahiptir fakat farklı fırınlama prosedüründen dolayı fiziksel özellikleri ve saydamlığı değişmiştir. Kor yapısı ise yeni tip sinterlenmiş floraapatit porselen ile venelelenir. Empress 2 ile karşılaştırıldığında daha iyi fiziksel özellik ve daha yüksek translusensi içerir (87, 88)

2.2. MATERYALLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ:

2.2.1. Gerilim (Stress):

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında, uygulanan yüke eşit şiddet ve zıt yönde materyalin içinde oluşan kuvvete gerilim denir. Dışarıdan uygulanan yük ile cisim ya hareket eder ya da deformasyona uğrar. Gerilim birim alana uygulanan kuvvet ile ölçülür (N/m^2 , kN/m^2 , $MN/m^2=MPa$ gibi) (29, 45).

Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre gerilimler meydana gelir. (7, 29, 45, 89).

- 1- Çekme gerilimi (Tensile Stres): Bir cismi uzatmak için uygulanan yükün yarattığı deformasyona karşı oluşan iç kuvvettir.
- 2- Basma gerilimi (Compressive Stres): Bir cisim kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir yüke maruz bırakılırsa, bu deformasyona karşı çıkan iç kuvvetler sıkışma gerilimi olarak adlandırılır.
- 3- Makaslama gerilimi (Shear Stres): Çevirme hareketine veya bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı koyan gerilime makaslama veya kayma gerilimi adı verilir.
- 4- Kompleks gerilimler: Herhangi bir kütleye tek tip bir gerilim uygulamak son derece zordur. Pratik şartlarda yapıda bir gerilim varsa bu baskın olmasına rağmen, diğer bir gerilimde daima mevcuttur. Bunlara kompleks gerilimler denir.

2.2.2. Birim Şekil Değişimi:

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir. (Boyutsal değişimin birim boyuta oranı ile ölçülür). Uygulanan kuvvet ile cisimde meydana gelen boyutsal değişim plastik veya elastik olabilir. Uygulanan kuvvet kaldırıldığında boyutsal değişim ilk haline dönüyorsa oluşan deformasyon elastiktir, ilk haline dönmüyorsa plastiktir (29, 45).

2.2.3. Elastik Modül:

Elastik modülü, elastik sınırlar içerisinde materyalin sertliğini gösterir. Gerilim-şekil değişimi eğrisinin doğrusal bölümündeki gerilimin şekil değişimine (strain) oranıdır. (Aynı kuvvet uygulanan iki farkı materyal arasından elastik modülü yüksek olanda daha fazla deformasyon görülür) (29, 45). Her malzemenin elastik modülü (young modülü) sayısal olarak değişmez bir değer olup malzemenin özgün özelliğidir.

2.2.4. Oransal Limit:

Gerilim-şekil değişimi eğrisinde, gerilim ile şekil değişiminin doğru orantılı olduğu en yüksek gerilim değeridir (29, 45).

2.2.5. Elastik Limit:

Elastik limit, materyalde kalıcı deformasyon meydana gelmeden, taşıyacağı maksimum yük miktarıdır (29, 45). Materyale elastik limitten daha fazla yük uygularsak plastik deformasyon başlar ve artık gerilme artmaz şekil değişikliği (strain) artmaya devam eder.

2.2.6. Akma sınırı (Yield Point):

Yükün ya da kuvvetin sabit kaldığı halde uzamaların devam ettiği sınırdır. Bu sınırdan sonra elastik alan aşılmış, plastik alana geçiş yapılmıştır. Bu noktadan sonra deformasyon tümüyle plastiktir (29, 45). Akma sınırında akma sayancı söz konusudur (Yield strength).

2.2.7. Poisson Oranı (Poisson's Ratio ν):

Bir materyale gerilme kuvveti uygulandığında materyalin uzunluğu artar. Buna aksiyal gerilme denir. Bunun yanında kalınlığı azalır, buna da lateral gerilme denir. Poisson oranı; bir materyalin elastik alandaki lateral gerilme miktarının aksiyal gerilmeye oranıdır (29, 37, 45). Her bir materyalin kendine özgü Poisson oranı vardır. Seramikler için bilinmiyorsa ortalama 0,25 değerinde kabul edilir (IPS Empress:0.23 Empress 2:0.24 E.max Press:0.23 Empress Esthetic:0.23) (76, 90) (ISO 6872).

2.2.8. Kırılma Dayanıklılığı (Fracture strength):

Kırılma dayanıklılığı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak, çekme dayanıklılığı, basma dayanıklılığı, makaslama dayanıklılığı olarak isimlendirilir (29, 45).

2.2.9. Yorgunluk Dayanıklılığı (Fatigue strength):

Bir kez uygulandığında kırılmaya neden olmayan bir yükün tekrarlanarak uygulanması ile materyalin dayanıklılığı azalabilir ve ani kırığa neden olabilir. Buna yorgunluk dayanıklılığı adı verilir. Tekrarlanan yük altında adım adım ilerleyen kırıktır (29,45). Yorgunluk davranışı, başarısızlığın ortaya çıkması için gerekli maksimum tekrarlanan yükleme sayısı ve değerinin, materyale uygulanması ile ortaya çıkar (29).

2.2.10. Sertlik:

Sertlik bir materyale sert bir cismin nüfus etme miktarı ile ölçülür. Bu özellik genellikle sertlik değeri olarak tanımlanır. Düşük değerler yumuşak materyalleri, yüksek değerler ise sert materyalleri belirler (91).

2.3. MEKANİK TESTLER:

2.3.1. Bükme Testleri:

Tam seramik sistemlerin diğer seramikler gibi doğasında gerilimlere karşı kırılabilirlik vardır. Bu sistemler üretim prosedürleri ve ısıl işlemler boyunca mikroçatlaklardan, defektlerden ve çiziklerden etkilenir. Tam seramik restorasyonlar üretim ve çiğneme sırasında aralıklı kuvvetlere maruz kalırlar. Bu yüzden yük altındaki hareketlerini değerlendirmek önemlidir. Direnç ve kopma dayanımı gibi mekanik özellikleri ise dental seramiğin limitlerini ve klinik potansiyellerini anlayıp değerlendirmek için gereken ilk parametredir (37).

Mekanik testler ile dental materyallerin yapısal özellikleri ve restorasyon tasarım sonuçları incelenir. Üç ve dört nokta bükme testlerinde basma, çekme ve makaslama kuvvetleri aynı anda meydana gelir ve bu test metodları ile tekrarlanabilen güvenilir sonuçlar elde edilir. Çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre farklı materyallerin dayanıklılık karşılaştırmaları yapılabilir. Bükme testlerinde kopma stresi ve rotasyon söz konusudur. Bu test metodunda bükme hareketi ve ne kadar büküldüğü önemlidir (45).

Materyalin yapımındaki ısıl ve mekanik aşamalar sırasında oluşan mikro çatlaklar ve defektler materyalin dayanıklılığını ciddi derecede etkileyebilmektedir. Bu nedenle, materyallerin gerilim stresleri farklı testlerle ölçülebilmektedir. Bunlar:

- 1.Üç nokta eğme testi (70, 92, 93, 94).
- 2.Dört nokta eğme testi (95, 96, 97).
- 3.Yıkıcı olmayan test metodu (nondestructive test method) (97).
- 4.Biaksiyel hükme testi.
 - Çember üzerine çember (ring on ring).
 - Çember üzerine top (ball on ring) (15).
 - Üç top üzerine piston (piston on three balls) (37, 71, 76, 90, 98, 99, 100) (IS06872).

Birçok çalışmada seramik gibi kırılğan maddelerin mekanik direncini test edebilmek için 3 ve 4 nokta eğme direnç testleri uygulanmıştır (51, 101, 102, 103). Diğer çalışmalarda ise biaksiyel bükme testi metodları tam seramiklerin performansını değerlendirmek için uygulanmıştır (29, 104, 105, 106). 3 nokta eğme deneyi ile karşılaştırıldığında 4 nokta ve biaksiyel eğme deneyi test bölgesindeki düşük derecedeki makaslama kuvvetini belirler (104). Bu nedenle 4 nokta ve biaksiyel testlerdeki gerilim saf bükülmeye yakındır (104). Ayrıca biaksiyel testler kenar etkisine ve örnek hazırlanmasında oluşan yüzey kusurlarına 3 ve 4 nokta eğme testlerine göre daha az duyarlıdır (104,107) ve diğer bükme testlerine göre daha güvenilir sonuçlar verirler (85, 90).

Tam seramik sistemlerin bükülme dayanıklılığını ölçmek için daha çok "üç top üzerine piston (piston on three balls)" metodu kullanılır (37, 71, 76, 90, 98, 99, 100). Bu metod için numuneler disk şeklinde; 12-16 mm çapında, pres veya fırınlama yoluyla hazırlanacak porselen materyali için 2 mm kalınlığında, fırınlanmadan porselen tablettten kesilerek hazırlanacaksa 1,2 mm kalınlığında hazırlanır (IS0 6872). Daha sonra disk numunelerin yüzey bitimleri için, ıslak ortamda sırasıyla; 220, 320, 500, 600 ve 800 numara silikon karbit aşındırma kağıtları kullanılır (90).

Biaksiyel bükme dayanıklılığı test cihazında disk numune, birbirinden eşit uzaklıkta ve birbirine 120° açıyla yer alan 3 adet 3,2±0,5 mm çapında çelik topun bulunduğu destek çemberi üzerine yerleştirilir. Test cihazının üst kolundaki 1,2-1,6 mm çapındaki düz yüzeyli uç ile disk numunenin tam merkezine gelecek şekilde 1 mm/dak. hızla bükme testi

uygulanır. Elde edilen kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı (Newton), formül kullanılarak biaksiyal bükülme dayanıklılığı (MPa) hesaplanır (ISO 6872).

$$S = -0,2387 P(X-Y)/d^2$$

S: Megapascal cinsinden maksimum bükülme kuvveti.

P: Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı.

$$x = (1+V) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1-V)/2](r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1+V) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1-V)(r_1/r_3)^2$$

v: Poisson'un oranı (bilinmiyorsa 0,25).

r₁: milimetre cinsinden, çelik toplar üzerinden geçen hayali destek çemberinin çapı.

r₂: milimetre cinsinden, baskı ucunun çapı.

r₃: milimetre cinsinden, numunenin çapı.

d: milimetre cinsinden, numunenin kırılma merkezindeki kalınlığı.

2.3.2. Çarpma Dayanıklılığı Testleri:

Çarpma dayanıklılığı testlerinde materyalin ani kuvvetlere karşı direnci standart boyutlardaki örneklere ağırlık çarptırılması ile belirlenir (45, 5).

2.3.3. Gerçek Örneklerin Yüklenmesi ile Yapılan Testler:

Materyallerin spesifik özelliklerinin belirlenmesinden başka, farklı tasarımların farklı yükler altındaki davranışları, gerçek modeller üzerindeki davranışlarından farklı olabilir. Sonuçta oluşturulacak kron veya köprü restorasyonlarının yapısında çok daha kompleks gerilimler ortaya çıkabilmesi nedeniyle uygulanan, gerçek örneklerin kırılmasına dayanan testlerdir (108).

2.3.4. Sertlik Testleri:

Sertlik ölçümü, uygulanan kuvvet ve gözlenen değişimlere göre makro, mikro veya nano dereceli olarak tanımlanabilir.

Materyallerin makrosertlik ölçümleri sırasında; küçük bir örnekten, bir materyal kütesinin mekanik özelliklerinin elde edilmesi için Brinell ve Rockwell gibi basit ve hızlı metodlar kullanılır. Bununla birlikte materyaller ince bir mikro yapıya sahip olduklarında makrosertlik ölçümleri oldukça değişken olacaktır ve yüzey özelliklerini tanımlamayacaktır. Bu durumda Knoop ve Vickers gibi mikrosertlik ölçümleri gereklidir (109). Mikrosertlik testleri belli bir zaman süresince, yük altındaki statik bir mikro elmas ucun test edilen materyal yüzeyine kuvvet uygulamasından oluşur. Yük kaldırıldıktan sonra bu işlemde elde edilen çok küçük izlerin uzunluğu bir mikroskop ile ölçülmektedir (110). Bu testlerde makrosertlik testlerinden farklı olarak hem kullanılan yükler hem de elde edilen izler çok küçüktür ve 19 µm'den daha az derinlikte sınırlıdır (109).

Nanoindentasyon testleri ise mikrosertlik testlerinde elde edilen izlerden daha küçük izlere yol açacak, 1 nano newton üzerindeki yükleri kullanan ve yapılan indentasyonun derinliğini ölçen sertlik ölçümleridir. Uygulanan yük kuvvetlerinin ölçülmesine, kontrolüne ve indentasyon derinliklerinin tam bir ölçümüne izin veren yeni bir teknolojiye dayanırlar (111).

Günümüzde en yaygın kullanılan sertlik ölçüm metotları: Brinell, Rockwell, Vickers, Knoop, sertlik testleridir. Bu metotlarda; deforme olmayan küresel veya konik bir ucun deney materyaline batırılması karşısında materyalin gösterdiği direnç ölçülür. Uygun olarak seçilen sert uç belli bir zaman süresinde, belirlenen bir yük altında materyale batırıldığında, materyal üzerinde bir iz bırakır. Bu izin boyutları ölçülerek deneysel bir sertlik numarası elde edilir. Materyalin sertliği bu izin büyüklüğü ile ters orantılıdır. Yüzey sertliği ölçümlerinde, örnek yüzeyinden birkaç ölçüm yapıp ortalamaları alınır. Materyalin sertliği arttıkça, sertlik numarası da artar (112,113).

Brinell sertlik testi metodu:

Bu sertlik ölçümünde, belli bir yük altında ve belli bir çaptaki küresel karbit veya sert çelik bir bilye tarafından, cilalanmış ve parlatılmış materyal yüzeyine kuvvet uygulanır ve oluşan küresel seklin çapı ölçülür (Resim 4.3.4.1). Bu ölçüm düşük büyütme, mikrometre ölçekli taşınabilir bir mikroskop kullanılarak yapılır.

Brinell sertlik numarası, uygulanan kilogram cinsinden yükün, yüzeydeki iz yapan mm² cinsinden alana bölünmesiyle elde edilir. Bu işlemi kolaylaştırmak için iz çapının tekabül ettiği sertlik numarasını gösteren çizelgeler kullanılabilir. Çelik bilyenin oluşturduğu iz ne kadar küçükse, Brinell sertlik numarası o kadar büyüktür ve materyal o kadar serttir. Brinell testinde ölçülecek materyallere uygun bilye ebatları belirlidir. Dental materyaller için genellikle 1,6 mm çapında bilyeler ve 12,61 kg standart yük kullanılır (9).

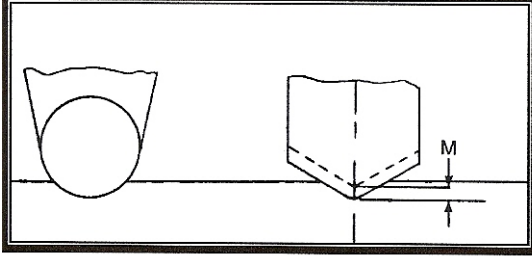
Diş hekimliğinde genellikle metalik malzemelerin sertliklerinin ölçümünde kullanılan bu yüzey sertlik ölçüm yöntemi, dental alaşımların gerilim dayanımları ve orantı limiti ile de ilişkilidir. Ancak kırılman veya elastik yapıdaki materyaller için uygun değildir. Sert çelik bilye üzerinde uygulanan yük ile kırılman materyal parçalanmakta, elastik maddelerde ise çöken kısım eski halini aldığından ölçüm yapılması mümkün olmamaktadır (109).

Rockwell sertlik testi metodu:

Brinell testine benzer şekilde belli bir çaptaki çelik bir bilye veya konik bir elmas uç kullanılarak (Resim 2.3.4.1:), materyallerin penetrasyon direnci ölçülür. Fakat Rockwell sertlik ölçüm testinde, iz çapının ölçülmesinden daha çok cihaz üzerindeki ölçekten faydalanılarak direkt olarak penetrasyon derinliği ölçülür. İlk olarak başlangıç penetrasyonunu sağlayacak ve batıcı ucu yerinde tutacak minor bir yük uygulanarak ölçek sıfırlanır. Sonra majör yük uygulanır ve bir süre beklenip tekrar minör yüke döndükten sonra ölçüm yapılır. Standart sertlik dönüşüm tablosu kullanılarak; uygulanan yüke, batıcı ucun çapına ve elde edilen derinliğe göre Rockwell sertlik değeri

elde edilir. Küçük iz alanları yüksek bir Rockwell sertlik değerini ve daha sert materyalleri ifade eder.

Farklı materyallerin test edilebilmesi için farklı ebatlarda pek çok batıcı uç vardır. Farklı yüklerin ve farklı uçların kombinasyonlarının her biri, spesifik bir Rockwell skalası oluşturur. A, B, C en yaygın kullanılan skalalardır. Farklı sertlik aralığına sahip materyaller için farklı skalalar kullanılır. Çökme derinliğinin doğrudan okunabilmesi nedeniyle kullanışlı olan Rockwell sertlik testi, endüstride ve özellikle çeliklerin sertliğinin belirlenmesinde yaygın olarak kullanılır. Brinell sertlik testine benzer olarak, kırılğan materyaller için uygun değildir ve elastik materyaller için de modifiye edilmesi gereklidir (9,109).



Resim 2.3.4.1: Brinell ve rockwell sertlik testlerinde batıcı uç ile oluşturulan izler (113)

Vickers sertlik testi metodu:

Sertliği ölçülecek materyal üzerine tepe açısı 136° olan, kare tabanlı, piramit şekilli bir elmas uç 1 ile 100 kg kuvvet uygulayarak bir iz oluşturur (Resim 2.3.4.2). Yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen kare şeklindeki izin köşegenleri ölçülür (114). Bu ölçüm, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop yardımıyla ölçme ekranına aktarılarak, ölçüm ekranındaki hareketli iki cetvel yardımıyla, köşegenlerin uzunluklarının ayrı ayrı ölçülüp ortalamasının alınmasıyla yapılmaktadır. Vickers sertlik değeri kg olarak ifade edilen deney yükünün mm² olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup

$$HV=1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$$

formülü ile hesaplanır. İz alanı ne kadar küçükse elde edilen Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir (9). Vickers sertlik testinin avantajı son derece doğru değerler vermesi, kullanılan elmas ucun zaman ve kullanım

ile bozulmaması ve tüm materyaller ve yüzeyler için kullanılabilir olmasıdır. Ek olarak Vickers sertlik ölçümleri aynı örnek içindeki üst yüzey, merkez ve alt yüzey gibi spesifik bölgelerin ölçümüne izin verir (115).

Elmas piramit sertlik testi olarak da bilinen Vickers mikrosertlik testi, diş hekimliğinde dental altın döküm alaşımları ve kırılğan materyallerin sertliğinin belirlenmesi için uygundur, bu yüzden diş yapısının sertliğinin ölçülmesinde de kullanılmaktadır (109).

Knoop sertlik testi metodu:

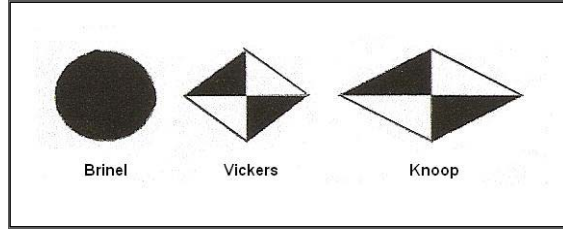
Materyallerin mikrosertliğini belirleyen testlerden biridir. Bu test yönteminde iki karşı yüzü arasında 172° olan ve diğer iki yüz ile 130° açı yapan, 4 yüzlü uzatılmış piramit şeklinde batıcı bir elmas uç kullanılarak belli bir yük uygulanır (9). Oluşan izin dış hatları, eşkenar dörtgen ya da köşegenlerinin oranı 7:1 olan elmas şeklindedir (110) (Resim 2.3.4.2). Kompozit rezinler gibi polimerik materyaller için yükün uzaklaştırılması sonrası elastik bir düzelme meydana gelir. Bu durum Vickers izinde her iki köşegeni etkilerken, Knoop izinde bu elastik düzelme büyük ölçüde küçük köşegeni etkiler. Bu yüzden ölçümler izin en uzun köşegeni üzerinde yapılır, böylece sonuçlar daha az etkilenecektir (110).

Knoop sertlik numarası Newton olarak ifade edilen deney yükünün mm² olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup;

$$KHN = 1.451 \times \text{kuvvet} / (\text{uzun köşegen})^2$$

formülü ile hesaplanır (116). Materyal ne kadar sert ise elde edilen Knoop sertlik numarası o kadar büyük olur. Bu test yöntemi ile minenin sertliğini porselen, rezin ve diğer restoratif materyaller ile karşılaştırmak mümkündür. Ayrıca uygulanan yük 0,1 kg'dan 1 kg veya üzerine kadar olan geniş bir aralıkta değiştirilebildiğinden hem son derece sert, hem de yumuşak materyaller bu test yoluyla değerlendirilebilir (9, 109).

Knoop sertlik testi en çok mine ve dentinin yapısını değerlendirmek için kullanılır. En büyük zorluklardan biri, daha fazla zaman alması ve diğer testlerden daha fazla dikkat gerektiren yüksek bir cilalı yüzeye gerek duyulmasıdır.



Resim 2.3.4.2.: Farklı sertlik testlerinde batıcı uç ile oluşturulan izler (113)

Knoop ile Vickers'da oluşan çentikler karşılaştırıldığında, bazı teknik farklar görünür (113):

- Vickers çentik açıcısı, Knoop'tan yaklaşık iki kat daha fazla penetre olur
- Vickers çentik köşegeni, Knoop'un majöründen yaklaşık $1/3$ daha uzundur
- Vickers testi, Knoop'tan yüzey durumuna daha az hassastır
- Vickers testi, Knoop'tan ölçüm hatası yönünden daha fazla hassastır
- Vickers testi, küçük yuvarlatılmış alanlar için en iyisidir
- Knoop testi, küçük daralmış alanlar için en iyisidir
- Knoop testi, çok sert materyaller ve çok ince bölümler için daha iyidir.

Wang ve arkadaşları da (117) 2007' de yaptıkları bir çalışmada biaksiyel bükme testi uyguladıkları seramik örneklerin kırık parçaları üzerinde Vickers sertlik ölçümleri yapmışlar ve 507- 451 HVN sertlik değeri bildirmişlerdir.

Schuh ve arkadaşları (118) 2005 yılında yaptıkları çalışmada, glazelenmiş ve mekanik yöntemlerle cilalanmış seramik örneklerini Vickers sertlik testi uygulayarak incelemişlerdir ve fırınlanan seramiğin istatistiksel olarak anlamlı olmasa da, sertlik değerinin düştüğünü bildirmişlerdir.

Denry ve arkadaşları (119) 2004 yılında yaptıkları çalışmada lityum disilikat içerikli porselen örnekte 588 HVN, Konishi ve arkadaşları (120) 531-537 HVN, Schuh ve arkadaşları (118) da düşük ısı seramiklerinde 571-545 HVN gibi sertlik değerleri bildirmişlerdir.

Baharav ve arkadaşları (121) 1996 yılında yaptıkları bir çalışmada, glazelenmiş alumina porselen disklerinde yaptıkları mikrosertlik testlerinde, 20 saniye boyunca 1 kg kuvvet uygulamışlar ve ortalama 530-540 sertlik değeri belirlemişlerdir. Yine Baharav ve arkadaşlarının 1999 da yaptıkları bir çalışmada(14) , feldspatik porselenin fırındaki son ısısında bekleme süresini değiştirerek (0, 30, 60, 90, 120sn) yaptıkları vickers sertlik değeri ölçümlerinde, 0'dan 60'a kadar Vickers değerinde anlamlı derecede azalma, 69'tan 120'ye kadar ise anlamlı derecede artma bildirmişlerdir.

2.4. PORSELEN RESTORASYONLARDA DAYANIKLILIK:

Dayanıklılık bir materyalin kırılma performansı belirleyen önemli bir mekanik özelliktir (90, 122). Fakat materyalin doğasında var olan mikroçatlakların ve defectlerin termal ve mekanik uygulamalar boyunca artmasıyla dayanıklılık ölçümü belirgin şekilde etkilenir (62). Bu nedenle dayanıklılık durum ve şartların özelliği olarak düşünülür (90).

Claus 1989 yılında;

- porselenin fırınlanma şekli,
- fırın ısısının artış oranı,
- fırınlanma süresi,
- porselenin soğuma süresinin,

camlaşma ve kristalleşme safhalarındaki mikro yapısının değişimine yol açarak porselenin dayanıklılığına etkili olduğunu belirtmiştir (12).

Chung ve arkadaşlarının 2008 yılında yayınladıkları bir makalede (123) 4 farklı ısı ile preslenen cam seramik materyallerinin OPC ve 3G, IPS Empress ve Empress 2 tekrarlanan ısı preslerinden sonra biaksiyal bükme dirençleri değerlendirmişlerdir (Tablo 2.4.1).

Tablo 2.4.1: Cam seramik materyallerinin preslenmiş ve tekrarlanan pres sonrası biaksiyal bükme dirençleri

Cam seramik materyaller (n=10)	Preslenmiş grup (kontrol) (Mpa)	Tekrar preslenmiş grup(Mpa)
OPC	138.2±21.0	158.6±25.7
3G	123.5±18.5	125.4±7.5
IPS Empress	281.2±42.2	365.9±35.5
Empress 2	253.1±32.9	234.6±24.8

Sonuçta lösit ile güçlendirilen cam seramik materyalleri lityum disilikat ile güçlendirilenlere göre belirgin düşük biaksiyal bükme direnci göstermiştir. Tekrarlanan ısı preslemesi lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik materyallerinin yüzey dokusunu etkilemiş, yüzey yapısını ve biaksiyal bükme direncinin istatistiksel olarak belirgin bir şekilde değişmesine neden olmuştur.

Hooshmand ve arkadaşları (124) yaptıkları bir araştırmada yüzey asitleme işleminin iki sıcak preslenmiş lösit veya lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik materyalinin (IPS Empress, Empress 2) biaksiyal bükme direncine olan etkisini araştırmışlar. Sonuçta bulunan ortalama biaksiyal bükme direnci değerleri aşağıdaki gibidir (Tablo 2.4.2).

Tablo 2.4.2: Empress2 ve IPS Empress asitlenmemiş ve asitlenmiş biaksiyal bükme direnci sonuçları.

	Asitlenmiş (Mpa)	Asitlenmemiş (Mpa)
IPS Empress	102.9±15.4	118.6±25.5
Empress 2	250.6±34.6	283.0±48.5

Sonuçta asitleme işleminin her iki tip seramiğinde biaksiyal bükme direncini azalttığı seramik tipi ve asitleme olayı arasında belirgin bir ilişki saptanamadığı belirtilmiştir.

Yılmaz ve arkadaşları (125) yaptıkları bir çalışmada 6 kullanılan kor materyaline biaksiyal bükme testi ve çentik kopma dayancı testi uygulamış ve sonuçta değerlendirilen materyaller arasında belirgin farklılık görülmüş. Cercon Zirkonya diğerlerine göre en yüksek biaksiyal bükme direncini ve çentik kopma dayancını (Indentation fracture toughness) gösterdi ve şu değerler elde edildi (Tablo 2.4.3).

Tablo 2.4.3: Kullanılan 6 kor materyalinin biaksiyal bükme dirençleri ve çentik kopma dayançları

	Biaksiyal bükme testi (Mpa)	Weibull modulus (m)
Finesse	88,04±31,61	3,17
Cergo	94,97±13,62	7,94
Empress	101,18±13,49	10,13
InCeram Alumina	341,80±61,13	6,96
InCeram Zirkonya	541,80±61,10	10,17
Cercon	1140,89±121,33	13,26

Fisher ve arkadaşları (15) ve Denry ve Holloway (16) cam seramik materyallerin fırınlama sonrası soğutma işlemi sonrası artık streslerin hafiflemesi nedeniyle dirençlerinin arttığını bildirmişlerdir.

Fisher ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada sekiz farklı porselen sisteminin bükülme dayanıklılıklarını dört nokta eğme testi kullanarak ölçmüşlerdir. Buna göre Empress 2 alt yapı materyali, 273 MPa bükülme dayanıklılığı ile en yüksek değeri vermiştir (97).

Albakry ve arkadaşları, Ivoclar firmasının ürettiği IPS Empress, IPS Empress 2 ve yeni üretilen bir lityum disilikat içerikli deney seramiğinin bükme dayanıklılıklarını araştırmışlardır. Bükme testi için biaksiyel bükme testi (üç top üzerine piston) metodunu kullanmışlardır. Bükme testi sonuçları; IPS Empress için 175 MPa, IPS Empress 2 için 407 MPa, deney seramiği için 440 MPa bulunmuştur (90).

Mackert ve arkadaşları 1996 yılında (11) yaptıkları bir çalışmada ise IPS Empressin dayanıklılığını arttıran lüsit içeriğinin artmasını sağlayan işleme prosedürleri araştırmış ve 1. Ve 2. Renk fırınlamalarının lüsit içeriğinde belirgin artışa neden olduğunu bununda materyalin dayanıklılığını arttırdığını bulmuşlar.

Shareef ve arkadaşlarının 1994 yılında yaptıkları bir çalışmada mikroyapısal özelliklerin lüsitle güçlendirilmiş cam seramikler üzerindeki etkisini araştırmışlar. Mikroyapıdaki partikül büyüklüğünün ve homojen dağılımının bu sistemlerin dirençleri üzerinde büyük etkisi olduğunu bulmuşlar. Lüsit partikül büyüklüğü azaldıkça daha düzenli lüsit kristal dağılımı göstermiş ve daha az cam matrikste çatlak oluşumu göstermiş (126).

Bona ve arkadaşları; lüsit içerikli IPS Empress pres seramik (1,2 mm kalınlıkta), lityum disilikat içerikli Empress 2 pres seramik alt yapısı (1,2 mm), cam içerikli Empress 2 dentin porseleni (1,2 mm), başka bir lityum disilikat içerikli pres porseleni Evision alt yapısı (2 mm), Evision alt yapı (1,1 mm) üzerine glaze materyali (0,1 mm), Evision alt

yapı (0,8 mm) üzerine dentin porseleni (0,3 mm) ve üzerine glaze materyali (0,1 mm) kullanarak, bu tip farklı uygulamalarda bükülme dayanıklılığını dört nokta eğme testi kullanarak araştırmışlardır. Buna göre; en yüksek dayanıklılığı Evision gösterirken, Evision'un sadece altyapı (239 MPa), glazürlü altyapı (231 MPa) ve dentin porseleni eklenmiş glazürlü altyapı (238 MPa) olan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmamıştır. IPS Empress altyapı 84 MPa, dentin porseleni 63 MPa ve IPS Empress 2 altyapı 215 MPa bükülme dayanıklılığı göstermiştir (96).

Cattell ve arkadaşlarının 2001 yılında yayınlanan araştırmalarında ise; yeni üretilen bir deneme aşamasındaki lüsit içerikli porselenin farklı fırınlama metotlarında bükülme dayanıklılığını araştırmışlardır. Buna göre;

1. grupta kontrol grubu olarak deney seramiğinin sadece sinterlenmesi ile hazırlanmış disk numuneler.
2. grupta preslenmiş ve dentin fırınlaması yapılmış deney seramiği.
3. grupta preslenmiş, dentin ve boyama fırınlaması yapılmış deney seramiği.
4. grupta preslenmiş, dentin, boyama ve glazür fırınlaması yapılmış deney seramiği.
5. grupta ise deney seramiğine karşı kontrol grubu olarak IPS Empress disk numuneler hazırlanmıştır.

Her bir gruptaki 21'er numuneye biaksiyel bükme testi (üç top üzerine piston) uygulanmıştır. Sonuçta; 2 (156 MPa), 3 (159 MPa) ve 4. (150 MPa) gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmazken, 1 ve 5. gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sonuçlar bulunmuştur. 1. (107 MPa) ve 5. (120 MPa) gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır (76).

Oh ve arkadaşları 2000 yılında yayınlanan çalışmalarında, Empress 2 lityum disilikat içerikli tam seramik materyalinin dört farklı grupta, farklı fırınlama sayısı uygulanmış numunelerin bükülme dayanıklılıklarını araştırmışlardır. Bükme testi için üç nokta eğme testi kullanılmıştır.

1. grupta; preslenmemiş ve fırınlanmamış, seramik tabletin 2x4x14 mm boyutlarındaki silmesiyle hazırlanmış dikdörtgen numuneler,
2. grupta; üretici firma talimatlarına göre sadece preslenmiş numuneler,

3.grupta; preslenmiş ve bir kez fırınlanmış numuneler,
4.grupta; preslenmiş ve üretici firma talimatlarına göre 7 kez fırınlanmış numuneler test için hazırlanmıştır.

Sonuçlara göre; 2. grup (387 MPa), 1. gruba (312 MPa) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek sonuçlar verirken; 2, 3 (361 MPa) ve 4. (357 MPa) gruplar arasında bükülme direnci giderek azalsa da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (13).

Dong ve arkadaşları 1992 yılında yaptıkları çalışmada (10) IPS Empress sistemleri üzerinde ısı ile preslemenin ve /veya ısı uygulamalarının etkilerini araştırmışlar ve preslemenin bükülme dayanıklılığını belirgin bir şekilde arttırdığını bildirmişler.

2.5. DİŞHEKİMLİĞİNDE RENK:

Işık, dalga boylarından oluşan elektromanyetik radyasyondur ve kırıldığında bir spektrum oluşturur. Bu elektromanyetik spektrumun bir ucunda kozmatik gamma ışınları, diğer ucunda ise radyo dalgaları bulunur. Spektrumun ortalarında, mor ötesi ile kırmızı ötesi dalga boyları arasında ise görünür ışık yer alır. İnsan gözü bu 400(mor)-700(koyu kırmızı) nm dalga boyu arasındaki ışığa duyarlıdır. Buna görünür ışığın spektrumu denmektedir.

Rengin fiziksel gerçeklerini, örneğin dalga boyunun fonksiyonu olarak yansıtıcılığının ölçülmesi, fizyolojik gerçeklere çevirmede kolaylık sağlamıştır. Bu yüzden, standart bir gözlemci si ve standart bir ışık kaynağı bulunan "renk ölçüm bilimi" ve uluslararası fizyolojik bir metod olan "kolorimetri" ortaya çıkmıştır. Bu yaklaşım ile bu sübjektif fenomenin objektif olarak ölçülmesi sağlanmıştır (45,127).

Diş hekimliğinde renk, istenilen etkiyi yaratabilmek için materyalin yüzeyine uygulanan ya da materyal içerisine karıştırılan pigmentler veya boyalar olarak düşünülür. Renk basit olarak, bir maddeden geçen ve geriye yansıyan ışık dalgalarının görünebilir etkisidir. Işık olmadan renk olmaz (128).

Renk olgusu, subjektif kişisel gözleme bağlı, bir cismin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimi sonucu algılanan psikofiziksel bir cevaptır (129).

Günümüzde birçok renk ayırma ve belirleme sistemi mevcuttur. Fakat birçok açıdan, dünyaca kabul edilirliliği, güvenilirliği, esnekliği ve uygulama kolaylığı açısından Munsell renk belirleme sistemi dış hekimliğinde renk seçimi için uygun bir sistemdir (45). İlk olarak 1905' de Amerikalı ressam A.H. Munsell'in rengi üç boyutlu bir kavram olarak tanımlamasından sonra bulunan sistem geliştirilerek uzun süre kullanıldı (127, 130, 131).

2.5.1 Munsell'e Göre Rengin Boyutları:

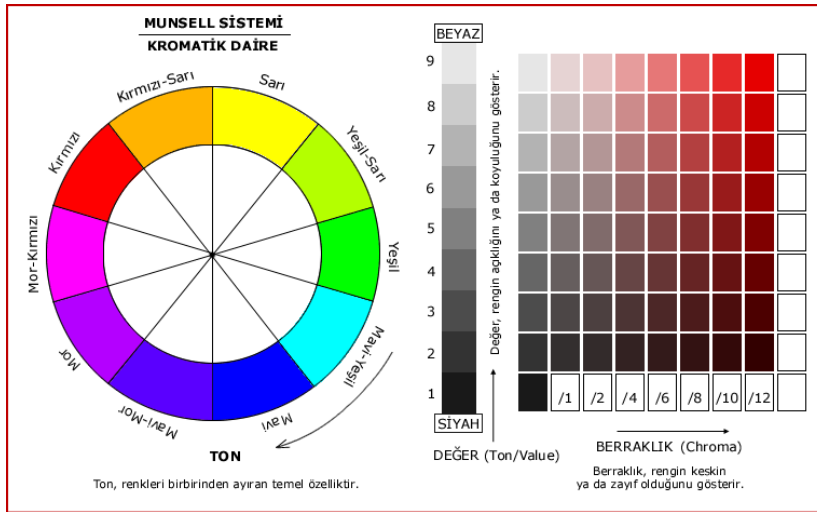
Munsell renk sistemi, tutarlılık, esneklik, kullanım kolaylığı gibi nedenlerle dış hekimliğinde renk seçiminde tercih edilen ve dünya çapında bilinen bir sistemdir (19,129). Munsell sisteminde renkler; hue, value ve chroma terimleri ile açıklanır (9,131).

Hue:

Renk veya renk çeşidi anlamına gelir. Retina üzerinde etkili olan ve spesifik bir dalga boyundaki ışık tarafından yaratılan renktir (Mavi, yeşil, kırmızı gibi). Munsell' in deyimiyile "bir renk grubunu diğerinden ayırt etmemizi sağlayan karakterdir; sarıdan kırmızıyı, mavi mordan yeşili". Renk tekerleği bu boyuta yakın bir kavramdır ve bu tekerlek üzerinde 10 adet hue (renk çeşidi) vardır. Munsell sisteminde bir hue' yu belirlemede bazı basit harfler kullanılır. Bu 10 çeşit renk; kırmızı=R, sarı-kırmızı=YR, sarı=Y, yeşil=G, yeşil-sarı=GY, mavi=B, mavi-yeşil=BG, mor-mavi=PB, mor=P, kırmızı-mor=RP şeklinde adlandırılır (Resim 2.5.1.1) (57, 130, 132).

Value:

Bir cismin parlaklık veya matlık derecesidir. Parlaklıktaki değişiklikler bir rengin siyah veya beyaz tarafından sulandırılması sonucu oluşur. Value'nun siyah kısmı 0, beyaz kısmı 10 ile numaralandırılır. 0- 10 arasında gri tonları siyahtan beyaza doğru farklı value' lar oluşturur, fakat Munsell sisteminde sadece 9 value değeri kullanılmıştır. Saf beyaz 10 ve saf siyah 0 ulaşılmaz dereceler olarak kabul edilmiştir. Düşük value; koyu renkleri, yüksek value; açık renkleri ifade eder (Resim 2.5.1.1) (57, 130, 132).



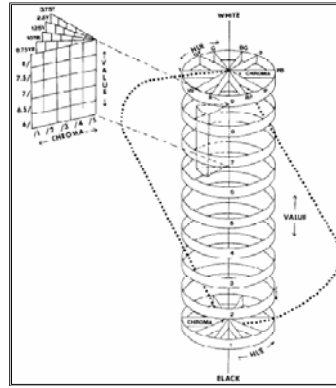
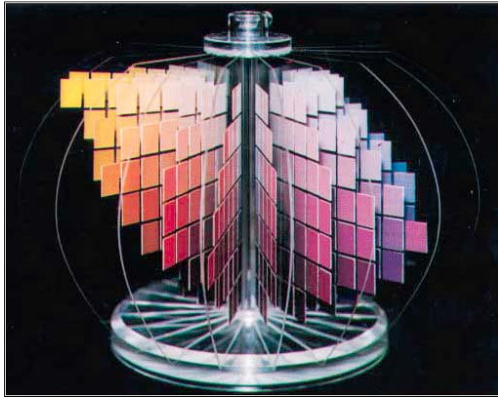
Resim 2.5.1.1: Munsell renk sistemine göre Hue, Value, Kroma

Kroma (Chroma, Saturation):

Rengin doygunluk derecesidir ve güç ya da berraklık olarak da tanımlanmaktadır yani bir ünitelik alan dahilinde ki renk miktarı demektir (Resim 2.5.1.1). Örneğin bazı dişler diğerlerine göre daha sarı görünebilir (57, 132). Renk çeşidi (hue) aynıdır, yani sarı her iki dişte de aynı sarıdır ancak birindeki sarılık miktarı diğerinden daha çoktur. Kuvvetli rengi zayıfından ayırt etmemizi sağlayan karakterdir. Rengün içindeki hue' nun miktarını ifade eder. Chroma ve value arasında ters orantı vardır. Chroma arttıkça value azalır (131).

Herhangi bir renk, bu bahsedilen üç değer kullanılarak açıklanabilir. Hue, value ve kroma kaliteleri, rengin renk aralığında sayısal olarak açıklanabilmesini sağlar. Bu numaralandırma sistemine 'Munsell Notasyonu' denilir. Bu sisteme göre bir rengin belirtilmesi hue,value/kroma ya da H V/C şeklindedir (128).

1915 yılında yayınlanan Munsell renk sistemi atlasında renklerin üç boyutlu sıralanması bir renk ağacında sunulmuştur (56). İçi dolu bir küre veya silindir özelliklerine sahip üç boyutlu figürün merkezinde renksiz veya akromatik eksen yer alır; saf beyaz renk en üstte, saf siyah renk ise en alttadır (Resim 2.5.1.2). Hue boyutu; merkez eksen çevresinde sıralanmış on renk ile belirtilirken, chroma tekerlek parmağında yer alır. Renkler periferde en safken merkezdeki akromatik value eksenine yaklaştıkça soluklaşır. Value rengin açıklık ve koyuluğunu belirler ve dokuz value değeri, renk ağacındaki dokuz tekerlek ile sembolize edilmiştir. En koyu renkler en alttaki tekerlekte iken en açık renkler en üstteki tekerlekte yer alır. Noktalar ise, sarı ve mor- mavi hue değerlerini yansıtmak için silindirdeki değişimi gösterir (132,133).



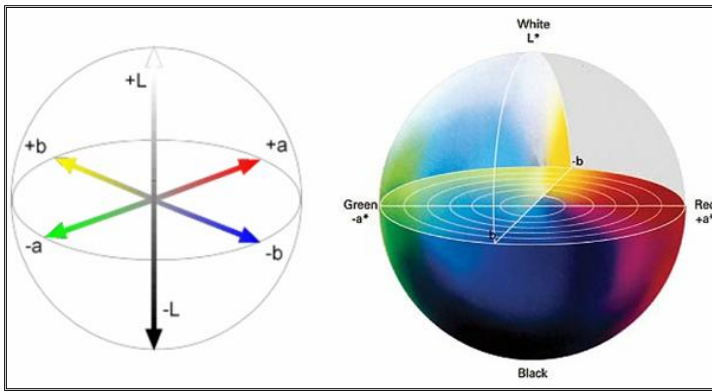
Resim 2.5.1.2: Munsell Renk Ağacı ve üç boyutlu şematik görünümü

2.5.2. CIELab Renk Sistemi:

Bu sistem 1976'da CIE (International Commission on Illumination) tarafından tanımlanmıştır. CIE, renk ölçümlerinde uluslararası bir standart olarak kabul edilir. Bu sisteme göre, rengin 3 farklı boyutu bulunmaktadır. Tüm renkler, 3 farklı eksenin

kesişerek, merkezini oluşturduğu bir küre içinde yer alır. Bu eksenler; "L" dikey eksen, cismin beyaz (+)-siyah(-) arasındaki parlaklık veya açıklık koyuluk koordinatlarını, "a" yatay eksen, cismin kırmızı(+) - yeşil(-) arasındaki kroma koordinatlarını, "b" yatay eksen, cismin sarı(+) - mavi(-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir (Resim 2.5.2.1). Bu 3 koordinatın kesişim yeri o rengin değerini verir. Bu sistem tek bir değerle renk değişimini tanımlayabilir. Bu değer ΔE değeridir ve iki ölçüm arasındaki renk değişimi;

$\Delta E_{2-1}=[(\Delta L)^2+(\Delta a)^2+(\Delta b)^2]^{1/2}=[(L_2-L_1)^2+(a_2-a_1)^2+(b_2-b_1)^2]^{1/2}$ formülü ile bulunur (19, 36, 45, 130, 134).



Resim 2.5.2.1:CIELab renk sistemi

Birçok araştırmaya göre ΔE değerlerinin 1'den küçük olması renk değişiminin görsel olarak fark edilemeyeceği, 1 ve 2 arasında olması kısmen fark edilebileceği, 2 den fazla olmasının görsel olarak da fark edilebileceği anlamına gelir (9, 19, 135). Bunun yanında, bazı araştırmacılar renk değişiminin klinik olarak ağız içinde fark edilebilmesi için ΔE değerinin 1 ΔE birimden (19, 130, 136), bazıları 3 ΔE birimden (138,137), bazı araştırmacılar da 3, ΔE birimden büyük olması gerektiğini savunmaktadırlar (139).

2.5.3. Işık ve Renk Terimleri:

2.5.3.1. Metamerizm:

Bir ışık kaynağında belirlenmiş bir cismin renginin diğer bir ışık kaynağı altında farklı görünmesidir (29, 45, 140). Parlak ışıkta kırmızı- sarı tayf ön plana çıkarken tayfin mavi ucu zayıflar. Aksine floresan ışık kaynağında güç mavi- yeşil uca kayar ve bu yüzden mavi- yeşil renk baskın olarak algılanır. Doğal güneş ışığı da rengini değiştirir. Öğle vakti, gökyüzü içine aldığı az miktarda hava ile mavi görünür. Sabaha karşı ve akşamüstü güneş ışığı daha kısa dalga boylu mavi ışık atmosfer tarafından dağıtıldığı için yalnızca kırmızı- turuncu ışığı içine alır ve kırmızı- turuncu görünür (140). İdeal renk seçimi biri gün ışığı olmak üzere, iki ya da daha fazla farklı ışık kaynağı altında yapılmalıdır ve laboratuvar işlemleri de aynı aydınlatma koşullarında gerçekleştirilmelidir.

2.5.3.2. Pigmentasyon:

Metal dışında bir materyalin içinde bulunan ve rengi oluşturan partiküllere pigment, oluşan renklendirme işlemine de pigmentasyon adı verilir. Örneğin; yeşil rengi içeriğindeki mavi ve mor renkteki cadmium sulfide pigmentleri ve kırmızı, turuncu ve sarı renkteki ultramarine pigmentlerinin karışımı oluşturur (29,45).

2.5.3.3. Kırılma ve Yansıtma (Refraction, Reflection):

Işık havadan, su veya cam gibi saydam bir tabakaya geçerken kırılma oluşur. Kırılma; ışın demetinin saydam tabaka içerisinden farklı hızlarda oblik olarak geçerek ayrışmasıdır. Işık hiçbir zaman saydam veya yarı saydam bir cismin içinden tamamen geçmez, bir bölümü yüzeyinden yansır (141).

2.5.3.4. Işıma (Fluorescence):

Materyal tarafından ışığın emilimi ve daha uzun dalga boyundaki ışığın kendiliğinden yayılmasıdır. Geleneksel olarak materyal tarafından emilen mor ötesi ışığın mavimsi tayfta görünür ışık olarak yayıldığı varsayılır. Materyaller aynı zamanda daha kısa dalga boyunda görünür ışığı absorbe ederek daha uzun dalga boylu bir görünür ışık olarak yansıtabilirler (129). Emilen enerjinin daha uzun dalga boylarında ışığa çevrilerek yansıtılması materyalin ışık kaynağı olarak algılanmasını sağlar. Diş dokularınca emilen ışık 400- 450nm oranında mavi- beyaz bir renktir. Floresan özellik dışın canlı görünümüne ve parlaklığına belirli bir katkı sağlar (131). Floresan bir ajanın olmadığı bir seramik kron ya da kompozit restorasyona sahip bir kişinin dişleri bir gece kulübünde, siyah ışık altında eksikmiş gibi görünür (29).

2.5.3.5. Yarı Saydımlık (Translucency):

Materyalin ışık geçirgenliği özelliğidir. Şeffaflık ve opaklık arasındaki eğilim olarak da tanımlanabilir (131). Yani cismin içinden ışığın tamamının geçmeyip, bir kısmının cismin içinde kırılıp ve yayılmasıdır. Dental porselen, kompozit rezinler, akrilik materyali diş hekimliğinde kullanılan bazı yarı saydam materyallerdir (29, 45, 142, 141). Yarı saydımlık, ışık saçma ve yapısal düzensizlik özelliği diş renginin belirlenmesinde dikkat edilmesi gereken parametrelerdir (129).

2.5.3.6. Saydımlık (Transparency):

Işığın hiç eksilme olmadan tamamen materyal içinden geçmesidir (129). Yüzey yapısı ve yüzeyin bitirilmesi rengin davranışını etkiler. Parlak yüzeyin yansıtıcı özelliği fazladır. Bunun yanında mat yüzey ışığı daha çok emer (143). Çeşitli elmaslar, aşındırıcı lastik uçlar ve polisaj patlarını kullanarak diş hekimi, restorasyonun parlaklığını ve dolayısıyla value değerini kontrol edebilir (129). Sistemli bir polisaj uygulaması ile daha estetik yüzeyler elde edilmiş olur (28).

2.5.3.7. Opasite:

Bir materyali maskeleyebilme gücünün ölçüsüdür. Eğer bir cismin günüşığı kaynağından gelen ışığı yansıttığı yoğunlukta absorbe ediyorsa rengi beyaz görünür. Cisme gelen ışığın hepsi absorbe oluyorsa cisim siyah görünür. Opak bir materyal ışığın bir kısmını absorbe ederken, gerisini yansıtmaktadır, ışığı kendi içinden geçirmez (29, 45, 129, 141, 142). Opaklık, materyalin ışık geçirmesini engelleyen bir özellik iken yarı saydamlık, ışığın içinden geçmesine izin vermesi anlamına gelmektedir.

2.5.4. Renk Ölçüm Yöntemleri :

2.5.4.1. Görsel Ölçüm:

Bir çalışma için seçilmiş belli sayıda kişinin görme duyusunu kullanarak yaptığı ölçüm yöntemidir. Ölçüm yapan kişiler numunenin rengini Munsell renk sistemine göre değerlendirirler. Buna göre sırasıyla; "Value" değeri beyaz=10/, siyah=0/ arasında, "Kroma" veya "Saturasyon" değeri akromatik veya gri=0, yüksek oranda doymuş renk=/18 arasında, en son "Hue" değeri standart skala yardımıyla temel 10 çeşit renk içinde seçilerek ölçüm yapılır. Bu 10 çeşit renk; kırmızı=R, sarı-kırmızı=YR, sarı=Y, yeşil=G, yeşil-sarı=GY, mavi=B, mavi-yeşil=BG, mor-mavi=PB, mor=P, kırmızı-mor=RP şeklinde adlandırılır. Örneğin; sağlıklı bir hastada yapışık dişeti rengi 5R 6/4 olarak ölçülmüştür. Burada 5R renk çeşidini (hue), 6 value değerini, 4 kroma değerini belirtir (45, 117, 132). Bunun yanında görsel ölçüm için daha basit yöntemler de bulunmaktadır.

2.5.4.2. Cihaz Kullanılarak Yapılan Ölçüm:

Dental materyallerin renk ölçümleri görsel olarak yapılmasının yanı sıra, daha güvenilir şekilde çeşitli kolorimetre ve spektrofotometre cihazlarıyla detaylı olarak incelenebilir (144).

Kolorimetre

Kolorimetre, ışığın dalga boyu ve yoğunluğuna göre renk ölçümü yapan cihazdır (Resim 2.5.4.2.1) (29). Tristimulus kolorimetre, gözdeki algılayıcılarla aynı özellikteki üç renk filtresi yardımıyla yansıyan ışık ışınlarını kırmızı, yeşil ve mavi renk oranında çözümlyerek CIE'nin belirlediği standart gözlemci ile standart aydınlatma koşullarında tristimulus değerleri ile hesaplama yapmaktadır (9, 145).

Cihazın hassasiyeti ve tekrarlanabilirliği filtrelerinin eskimesine bağlı zayıftır. Filtrelerin CIE renk tespit sistemi ile uyumluluğu iyi değildir. Bunun yanında kolorimetreler metamerizm miktarını da belirleyemezler (146).

Diş hekimliğinde renk tespiti için tasarlanmış ilk cihaz (Chromascan, Sterngold, Stamford, Conn) 1980'lerin başında tanıtılmıştır (146). Ara yüzlerde kullanımı zor olduğunda yetersiz sonuç verdiği için başarılı olamamıştır.

Çalışmalarda kolorimetre ile elde edilen sonuçların yüksek derecede tekrarlanabilir olduğunu bildirilmiştir (133, 144).

Kolorimetrelerin avantajları (146);

1. Kullanımı kolaydır.
2. Spektrofotometrelere göre ekonomiktir.

Kolorimetrelerin dezavantajları (29, 147, 9):

1. Maliyeti fazladır.
2. Düz ve eğimli yüzeylerde uyumsuz sonuçlar verebilir.
3. Ölçülecek materyalin yarı saydam olması ve kullanılan yönteme göre ölçümler materyalden ışık saçılmasından etkilenebilirler. Örneğin metal seramik bir kron doğal

dişle aynı renkte görülebilir fakat ölçüm sonucu farklı olabilir (edge loss, kenar kaybı, ışık demeti yarı saydam bir materyale ulaştığında lateral saçılması).



Resim 2.5.4.2.1: Kolorimetre

Spektrofotometre

Örnekten yansıyan ışık miktarının referans alınan 5, 10, 20nm aralıklarla görünebilir spektrumdaki beyaz geçişine oranını ölçmek için tasarlanmıştır (Resim 2.5.4.2.2) (9, 146). Spektral yansıtma fonksiyonu ile cismin renk parametreleri hesaplanmaktadır (145). Yüzey rengini ölçmede en çok kullanılan yöntemdir. Kalite kontrolü amaçlı sık kullanılır. Porselenler, restoratif rezinler, yapay dişler, dental materyaller ve renk skalalarındaki renk değişiminin tespitinde kullanılmaktadır (9).

Tung ve ark. (133) dental araştırmalar ve klinik çalışmalarda spektrofotometrenin karmaşık, pahalı olması ve in-vivo diş rengi ölçümünün zor olması gerekçeleriyle yaygın kullanımının engellendiğini bildirmişlerdir. Ayrıca aynı çalışmada insan gözlemleri ve kolorimetre tespitlerinin karşılaştırma sonuçları yetersiz bulunmuştur.

Paul ve arkadaşları spektrofotometrelerin toplam 0.48 ΔE hata payı ile yüksek derecede tekrarlanabilir sonuçlar verdiğini tespit edilmiştir. Ayrıca doğal diş renginin belirlenmesinde sonuçlar görsel değerlendirme ile uyumludur (148).

Spektrofotometrelerin avantajları;

1. Objektiftir.
2. Standart koşullarda hatasız sonuç verir.
3. Tutarlı sonuçlar verir.
4. Metamerizm değerlendirilebilir (146, 149, 150).

Spektrofotometrelerin dezavantajları;

1. Pahalıdır.
2. Klinik kullanımı pratik değildir.
3. Standardizasyonu güçtür (149,150)

Dancy ve ark. metal destekli ve tam seramik porselenler üzerinde yaptıkları çalışmada görsel renk tespiti ile kolorimetrik yöntem ve kamera kullanımı arasında fark olmadığını bildirmişlerdir (151)

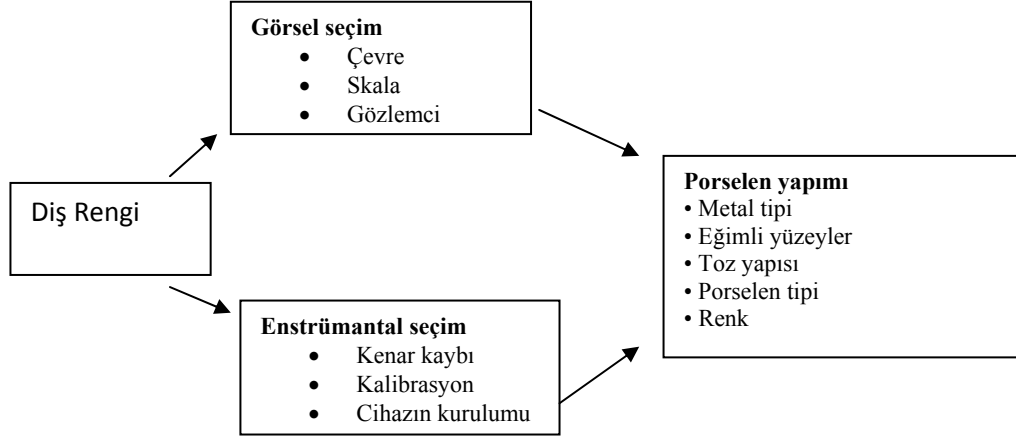
Paul ve ark. ise metal destekli porselenlerde yaptıkları çalışmada ΔE değerinin spektrofotometrik yöneme göre görsel yöntemde daha yüksek tespit edildiğini bildirmişlerdir (148).



Resim 2.5.4.2.2:Spektrofotometre

2.6. PORSELEN RESTORASYONLARDA RENK UYUMU:

Enstrümantal ölçümler ve insan gözlemleri arasında bazı gözlemciler önemli bir korelasyon bulmuşken diğerleri önemli bir uyuşma bulmamışlardır (Şekil 2.6.1).



Şekil 2.6.1: Porselende renk seçimi ve üretim esnasında karşılaşılabilecek hatalar (136)

Porselenin mekanik özelliklerinde birçok gelişme kaydedilse de hala klinikte renk uyumsuzluğu ile ilgili sorunlar karşımıza çıkabilmektedir. Renk uyumsuzluğunun nedenlerini Barghi ve arkadaşları 3 başlık altında incelemişlerdir (17):

1. Hekim faktörü:

- Hekimin doğal dişe uygun renk seçmekteki görsel başarısızlığı.
- Hekim ile teknisyenin renk konusundaki iletişim yetersizliği.
- Mevcut renk skalalarının seçim için yetersiz kalabilmesi.
- Metamerizmin etkisi.
- Restorasyonun tipine göre dişte yeterli kesim yapılmaması.

2. Teknisyen faktörü:

- Teknisyende mevcut makyaj ve renklendirici materyallerin yetersiz kalması.
- Metal alt yapının opak ile yeterli miktarda kamufle edilmemesi.
- Porselenin yeterli kalınlıkta olmaması.
- Fırınlama şekli ve glazür.

3. Üretici firma faktörü:

- Renk skalalarının porselen renklerine uyumlu olmaması.
- Porselen partikül büyüklüklerinin ve şeklinin her üretimde aynı olmaması.
- Artık oksidasyon.
- Uyumsuz kimyasal özellikteki ürünler.

O'Brien ve arkadaşları da porselenin fırınlanma sırasındaki renk değişim sebeplerini şu şekilde sıralamışlardır (9);

- Porselen restorasyonundaki opağın kalınlığı ve rengi.
- Dentin porseleninin kalınlığı, rengi ve şeffaflığı.
- Mine porseleninin kalınlığı, rengi ve şeffaflığı.
- Porselenin fırınlanma ısısı.
- Porselenin fırınlanma sayısı.

Bu safhalarda yapılacak bir yanlışlık renk seçimindeki başarıyı etkiler. Bu nedenle bu gibi faktörlerin porselenin renk stabilitesine olan etkileri araştırılmıştır.

Chen ve arkadaşlarının yayınladıkları bir araştırmada 4 seramik kor materyalinin (IPS Empress 2, In -Ceram Alumina, In –Ceram Zirconia, Cerkon base Zirkonia) translusentliklerini karşılaştırmışlar. Ölçümlerde kolorimetre kullanmışlar. Sonuçta 0,5 mm kalınlık kullanıldığında Empress 2 dentin kor materyali belirgin bir şekilde In ceram Aluminadan ve iki opak In-Ceram Zirkoni ve Cerkon kor materyallerinden daha yüksek translusentlik göstermişler (152).

Çelik ve arkadaşlarının yaptıkları bir araştırmada tam seramik porselenlerin 2 farklı porselen venerleme renginde tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk değişimini incelemişler. 1 mm kor kalınlığında zirkonya esaslı porselen DC zirkona

- A1 renginde 4mm çapta 1mm kor kalınlığında 1 mm porselen uygulandı.(n=10)
- A3 renginde 4mm çapta 1mm kor kalınlığında 1 mm porselen uygulandı(n=10), tekrarlanan fırınlama (3, 5, 7, 9) işlemine tabi tutuldu ve renk değişimi spektrofotometre ile ölçüldü.

Sonuçta porselen rengi ve seramik sisteminin L, a, b değerleri fırınlama sayısından etkilenmiştir. Tekrarlanan fırınlamada porselen renginde L ve b değerleri arasında belirgin bir etkileşim görülmüş fakat a değeri için görülmemiştir. Fırınlama sayısının artması ile hem A1 hem A3 renginde L de artış görülmüştür buda örneklerin daha açık renkli olması ile sonuçlanmıştır, a değerinde ise azalma görülmüş olup bu da daha yeşil örnekler elde edilmesi ile sonuçlanmıştır, b renginde A1 tekrarlanan fırınlamalarda değişmemiş, A3 te ise artmıştır ve sonuçta daha sarı örnekler elde edilmesine neden olmuştur. Fakat tüm bu renk değişiklikleri klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur (153).

Fırınlama sonrası makyajdaki renk değişimi üzerinde çalışılmış, porselenin fırınlama derecesinde pigmentlerin parçalanmasından dolayı klinik olarak belirgin bir renk değişikliği olduğu bildirilmiştir (135). Daha önceki çalışmalarda porselenin tekrarlanan fırınlama ile renginin değişmediği söylenmiştir (22, 142, 154, 155), bu yüzden ölçülen renk farkında bunun az bir etkisi olduğu kabul edilmiştir (156). Fakat O'Brien ve ark. fark edilebilir renk farkının 3. ve 6. fırınlamalar arasında olduğunu bildirmişlerdir (21).

Mulla ve arkadaşları, porcelene makyaj amaçlı uygulanan metal oksitlerle renklendirilmiş silika tozlarının ısı sonucu renk değişimlerini incelemişler. Bunun için 10 mm çapında Pencraft marka vakum tipte porselen diskler hazırlanmış. Renklendirici olarak 3 farklı markada (DTC, Biobond, Pencraft) ürün kullanılmış. Renk ölçümleri Minalta CR-200 kolorimetre cihazı ile yapılmıştır. Araştırılan konular; renklendirici malzemenin fırınlamadan önce ve sonraki renk farklılıkları ve renklendirici malzemenin 1 -3 kez fırınlanmasından sonraki renk farklılıklarıdır. Sonuçlara göre, fırınlamadan önceki ve sonraki ölçümler arasında, tüm materyallerde klinik olarak fark edilebilecek renk değişimi olmuştur ($\Delta E > 1$). DTC mavi renk makyaj malzemesinde en fazla renk değişimini oluşturken, Pencraft turuncu renkte en az renk değişimi oluşmuştur ($\Delta E > 1$). 1,2 ve 3.

fırınlamalar sonrası klinik olarak fark edilebilecek şekilde renk değişiminin sadece DTC turuncu ve Biobond mavi renkte olduğu görülmüştür ($\Delta E > 1$). Araştırmacılar renk değişiminin klinik olarak fark edilebilme sınırını 1 ΔE birim olarak almışlardır (55).

Öztürk ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada ise farklı dentin seramik kalınlıklarının ve tekrarlanan fırınlamaların lityum disilikat cam seramik (IPS E-max Pres) ve zirkonyum oksit (DC Zirkon) tam seramik sistemlerin rengine olan etkisini araştırmışlar.

E.max Press/DC zirkon

- 0,5 mm dentin kalınlığında (n=10)
- 1 mm dentin kalınlığında (n=10)
- 1,5 mm dentin kalınlığında (n=10)

Kalınlığında diskler 3.5.7.9 kere fırınlanmış. Spektrofotometre kullanılarak renk değişimi incelenmiş. Sonuçta L,a,b değerleri fırınlama sayısından, seramik kompozisyonundan (E.max Press, DC zirkon) ve seramik kalınlığından etkilenmiştir. L,a,b değeri ile fırınlama sayısı-seramik kompozisyonu ve fırınlama sayısı-seramik kalınlığı arasında en belirgin etkileşim olmuştur. Fırınlama sayısı-seramik kompozisyonu seramik kalınlığı ve L ve b arasında belirgin etkileşim olmuştur, a değeri etkilenmemiştir. Seramik kalınlığı arttıkça her iki materyalde de L değerinde belirgin azalma görülmüş, e-max örneklerde a ve b değerlerinde belirgin artış görülmüş, DC zirkon örneklerde a değerinde artış görülmüş b de artış görülmemiş. Sonuçta fırınlama sayısı arttıkça L,a,b renk değerlerinde belirgin değişiklikler görülmüş ve bu renk parametrelerinde algısal renk değişikliklerine neden olmuştur (157).

O'Brien ve ark. 1991 yılında yayınladıkları makalede renk farklılığının klinik algısını Şekil 2.6.2 ' de olduğu gibi anlatmışlardır (21).

Renk Farklılığı (ΔE)	Klinik renk eşlemesi
0	Mükemmel
0.5- 1	Çok iyi (Renk değişimi görsel olarak fark edilemez)
1- 2	İyi (Renk değişimi kısmen %50 fark edilebilir)
2- 3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3.5	Uyumsuz

Şekil 2.6.2: Renk farklılığının klinik algısı

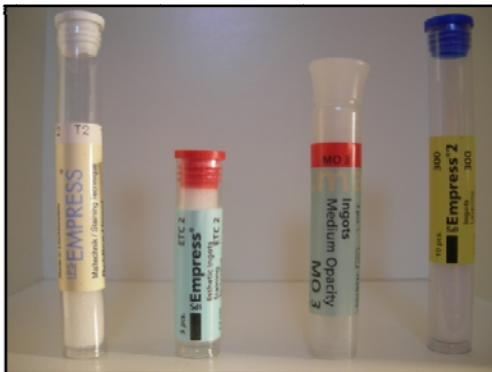
3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Yeditepe Üniversitesi Sert Doku Laboratuvarı ve Optimal Diş Protez laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda dört farklı tam seramik materyali (IPS Empress, Empress Esthetic, Empress 2, E.max Press) (Tablo 3.1, Resim 3.1) kullanılmıştır.

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmalar

MATERYALİN ADI	MATERYALİN TİPİ	ÜRETİCİ FİRMA
IPS Empress	Pres Tam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Empress Esthetic	Pres Tam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Empress 2	Pres Tam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
E.max Press	Pres Tam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein



Resim 3.1: Çalışmada kullanılan dört tam seramik materyali

3.1 Numunelerin Preslenmesi

Çalışmamızda kullanılacak olan seramik örneklerin preslenebilmesi için fabrikasyon olarak tam seramik materyallerin bilimsel araştırmalarında kullanılmak üzere, inorganik modelaj mumundan, uluslararası standartlara (ISO 6872) göre üretilmiş, disk şeklinde; 2,1 mm kalınlığında, 15 mm çapında, tijli, standart mum numuneler (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılmıştır (Resim 3.1.1). Manşete alınmak üzere kısaltılan mum numunelerin tijli ağırlığı 0,44 gramdır.



Resim 3.1.1: Standart fabrikasyon mum numune

3.1.1 “Empress Esthetic ve IPS Empress (Boyama Tekniği)” Numunelerinin Preslenmesi:

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda, mum ağırlığı 0,6 gr’a kadar olan restorasyonlar için küçük boy revetmana bir küçük boy tablet, 1,4 gr’a kadar olan restorasyonlar için büyük boy revetmana iki tablet kullanılarak preslenir.

Standart fabrikasyon disk şeklindeki numuneler büyük boy manşetin her birinde üçer adet olacak şekilde tij uzunluğu 5 mm ve horizontal düzlemlle 45°-60° açı yapacak şekilde tijlendi (Resim 3.1.1.1). Hazır büyük boy silikon manşet mum numunelerin bağlandığı döküm dairesine yerleştirildi (Resim 3.1.1.2).



Resim 3.1.1.1: Tijenmiş mum numuneler **Resim 3.1.1.2:** Hazır büyük boy manset

Revetman (IPS Empress- Esthetic Speed Investment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretici firma talimatları doğrultusunda: 100gr. revetman tozu / 27 ml revetman sıvısı oranında yani 200 gr revetman tozu ile 54 ml sıvı (Resim 3.1.1.3) vakum altında 1,5 dakika karıştırma makinesinde (Easy-Mix,Bego,Bremen,Germany) karıştırıldı (Resim 3.1.1.4). Hazırlanan revetman manşete döküldükten (Resim 3.1.1.5) sonra manşetin kapağı (gaugeu) menteşe hareketi ile yerleştirildi (Resim 3.1.1.6). Sertleşmesi için 30-45 dakika beklendikten sonra döküm dairesi, manşet kapağı ve silikon manşet çıkarıldı (Resim 3.1.1.7).



Resim 3.1.1.3: Revetman toz ve sıvısı



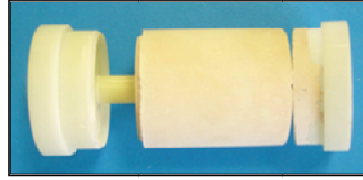
Resim 3.1.1.4: Vakum altında revetmanın karıştırılması



Resim 3.1.1.5: Manşete revetmannin dökülmesi kapatılması



Resim 3.1.1.6: Silikon manşetin kapatılması



Resim 3.1.1.7: Manşetin açılması

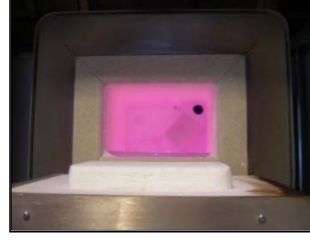
Mum uçurma fırını (Arca 20, Schütz Dental Group, Rosbach, Germany) (Resim 3.1.1.8) soğukken alüminyum oksit itici piston ve tabletler ön ısıtma için, manşet ise mum uçurma için 850°C' ye gelince fırına yerleştirildi (Resim 3.1.1.9). 60 dakika sonra fırından çıkarıldı. Fırından çıkarılan manşetin içine önce iki adet seramik tablet, sonra üzerine önceden ısıtılmış alüminyum oksit itici piston yerleştirilerek (Resim 3.1.1.10) EP600 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pres fırınına (Resim 3.1.1.11) alındı. Presleme işlemi 1075°C'de yaklaşık 20 dakikada tamamlandı (Tablo 3.1.1.1). Pres sonrası fırın kapağı otomatik olarak açıldı, ısı başlangıç ısısına (700°C) düşünceye kadar beklenip, manşet fırından çıkarıldı ve oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı (Resim 3.1.1.12).

Tablo 3.1.1.1: Empress Esthetic ve IPS Empress tam seramiğin EP600 fırını için pres programı

Başlangıç ısısı	Son ısı	Isı artış oranı	Son ısı bekleme süresi
700°C	1075°C	60°C/ dk.	20 dk.



Resim 3.1.1.8: Mum uçurma fırını



Resim 3.1.1.9: Manşetin mum uçurma fırınına yerleşmesi



Resim 3.1.1.10: Manşete seramik tablet ve AIO₂ itici piston yerleştirilmesi



Resim 3.1.1.11: EP600 pres fırını



Resim 3.1.1.12: Pres Öncesi ve sonrası manşet

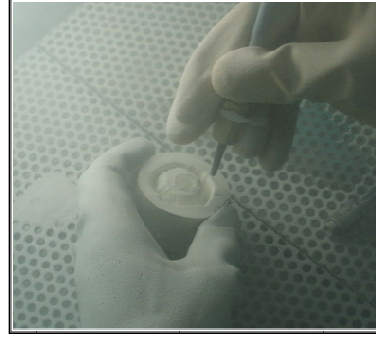
Revetman manşet yaklaşık 60 dakika sonra, elle tutulabilecek ısıya geldiğinde açıldı. Fazla revetman piston mesafesi kadar işaretlenip kesildi (Resim 3.1.1.13). Numunelerin çevresinde bulunan revetman kumlama cihazında (Renfert basic- classic, Hilzingen, Germany) (Resim 3.1.1.14) 4 bar basınç ile 110 mikron alüminyum oksit ile kumlanarak temizlendi (Resim 3.1.1.15). Disklere yakın olan revetman kitlesi ise 2 bar basınç ile kumlandı (Resim 3.1.1.16). Daha sonra su ile yıkandı ve kurutuldu. Tijlerin kesilmesi ise elmas diskler ile yapıldı. Sonuçta 50 adet Empress Esthetic ve IPS Empress disk numune elde edildi.



Resim 3.1.1.13: Fazla mansetin uzaklaştırılması



Resim 3.1.1.14: Kumlama Cihazı



Resim 3.1.1.15: Numunelerin çevresindeki
revetman artığının uzaklaştırılması



Resim 3.1.1.16: Numunelere yakın revetman artığının uzaklaştırılması

3.1.2 E-max Press ve Empress 2 Numunelerinin Preslenmesi:

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda, mum ağırlığı 0,75 gr'a kadar olan restorasyonlar için küçük veya büyük boy revetmana küçük boy tablet, 2 gr'a kadar olan restorasyonlar için büyük boy revetmana büyük boy tablet (Resim 3.1.2.1) kullanılarak preslenir.



Resim 3.1.2.1: Küçük ve büyük boy tablet

Standart fabrikasyon disk şeklindeki numuneler büyük boy manşetin her birinde üçer adet olacak şekilde tij uzunluğu 5 mm. ve horizontal düzlemlerle 45°-60° açı yapacak şekilde tijlendi (Resim 3.1.1.1). Hazır büyük boy silikon manşet mum numunelerinin bağlandığı döküm dairesine yerleştirildi (Resim 3.1.1.2).

Revetman (IPS PressVest Speed Investment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretici firma talimatları doğrultusunda: 100gr. revetman tozu / 27 ml revetman sıvısı oranında yani 200 gr revetman tozu ile 54 ml sıvı (Resim 5.1.2.2) vakum altında 1 dakika karıştırma makinesinde (Easy-Mix,Bego,Bremen,Germany) karıştırıldı (Resim 3.1.1.4). Hazırlanan revetman manşete döküldükten sonra manşetin kapağı (gauge) menteşe hareketi ile yerleştirildi (Resim 3.1.1.6). Sertleşmesi için 30-45 dakika beklendikten sonra döküm dairesi, manşet kapağı ve silikon manşet çıkarıldı (Resim 3.1.1.7).



Resim 3.1.2.2: Revetman tozu ve sıvısı

Empress 2 için mum uçurma fırını (Arca 20, Schütz Dental Group, Rosbach, Germany) soğukken alüminyum oksit itici piston, manşet ise 850°'ye gelince (E-Max Press için piston ısıtılmaz) mum uçurma için fırına yerleştirildi (Resim 3.1.1.9). 60 dakika sonra fırından çıkarıldı. Fırından çıkarılan manşetin içine önce büyük boy seramik tablet, sonra üzerine önceden ısıtılmış alüminyum oksit itici piston yerleştirilerek (Resim 3.1.1.10) EP600 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pres fırınına alındı (Resim 3.1.1.11). Presleme işlemi 920°C yaklaşık 20 dakikada tamamlandı (Tablo 3.1.2.1). Pres sonrası fırın kapağı otomatik olarak açıldı, ısı

başlangıç ısısına (700°C) düşünceye kadar beklenip, manşet fırından çıkarıldı ve oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı (Resim 3.1.1.12).

Tablo 3.1.2.1: Empress 2 ve E.max Press tam seramiğin EP600 fırını için pres programı

Başlangıç ısısı	Son ısı	Isı artış oranı	Son ısı bekleme süresi
700°C	920°C	60°C/dk	20 dk (Empress 2) 25 dak (E-max Pres)

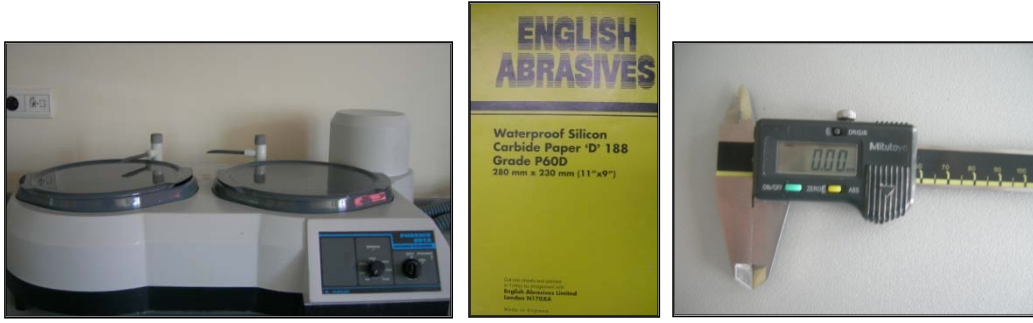
Revetman manşet yaklaşık 60 dakika sonra, elle tutulabilecek ısıya geldiğinde açıldı. Fazla revetman piston mesafesi kadar işaretlenip kesildi (Resim 3.1.1.13). Numunelerin çevresinde bulunan revetman kumlama cihazında (Renfert basic- classic, Hilzingen, Germany) (Resim 3.1.1.14) 4 bar basınç ile 110 mikron alüminyum oksit ile kumlanarak temizlendi (Resim 3.1.1.15). Disklere yakın olan revetman kitlesi ise 2 bar basınç ile kumlandı (Resim 3.1.1.16). Üzerindeki revetmanı uzaklaştırılan numuneler,% 1 ‘den daha az oranda hidroflorik asit ve fosforik asit içeren Invex Liquid (Ivoclar, Schann, Liechtenstein) (Resim 3.1.2.3) içerisinde 10 dakika bekletildi. Daha sonra su ile yıkandı ve kurutuldu. Tijlerin kesilmesi ise elmas diskler ile yapıldı. Sonuçta 50 adet Empress 2 ve 50 adet E max Pres disk numune elde edildi.



Resim 3.1.2.3: Invex liquid

3.2 Numunelerin Yüzey Bitimleri:

Press sonrası elde edilen dört farklı materyalden 50 şer adet, 200 numune yüzeylerinin düzeltilip bitirilmesi, yüzey aşındırma ve parlatma cihazında (Phoenix Beta, Buechler, Illinois,USA) yapıldı (Resim 3.2.1). Zımpara cihazının dakikada 100 devir dönen aşındırma yüzeyine sırasıyla 220,320, 500, 600 ve 800 numara silikon karbit aşındırma kağıtları (English Abrasives, London, England) (Resim 3.2.1) yerleştirildi. Her bir aşındırma kağıdında tüm numuneler dönen yüzeyde su ile ıslatılıp 15 saniye parmak basıncı ile yüzey bitim işlemi yapıldı. Aşındırma işlemi sırasında numuneler elektronik kumpasla (Absolute Digimatic Caliper, Mitutoyo,Kawasaki, Japan) (Resim 3.2.1) ölçüm yapılarak 2 mm kalınlıkta ayarlandı.



Resim 3.2.1:Yüzey aşındırma ve parlatma cihazı, aşındırma kağıtları, elektronik kumpas

3.3 Numunelerin Fırınlanması:

Tüm numuneler üretici firma talimatlarına göre fırınlanmışlardır. Empress 2, E.max Press, IPS Empress, Empress Esthetic için fırınlanma şartları aşağıdaki tablolarda belirtilmiştir (Tablo 3.3.1, Tablo 3.3.2, Tablo 3.3.3, Tablo 3.3.4) (Resim 3.3.1).

Tablo 3.3.1:” Empress 2” materyalinin fırınlama şartları

Fırın:EP600 (Ivoclar)						
Fırınlama	İlk ısı	Isı artış oranı	Isı artış süresi	Son ısı	Vakum	Fırınlama süresi
1.	403°C	60°C/dak	6 dak.	800°C	+	1dak.
2.	403°C	60°C/dak	6 dak.	800°C	+	2 dak.
3.	403°C	60°C/dak	6 dak.	790°C	+	2 dak.
4.	403°C	60°C/dak	6 dak.	780°C	+	2 dak.
5.	403°C	60°C/dak	6 dak.	770°C	+	2 dak.
6.	403°C	60°C/dak	4 dak.	750°C	+	1 dak.
7.	403°C	60°C/dak	4 dak.	700°C	+	1dak.

Tablo 3.3.2: E. max Pres numunelerinin fırınlama şartları

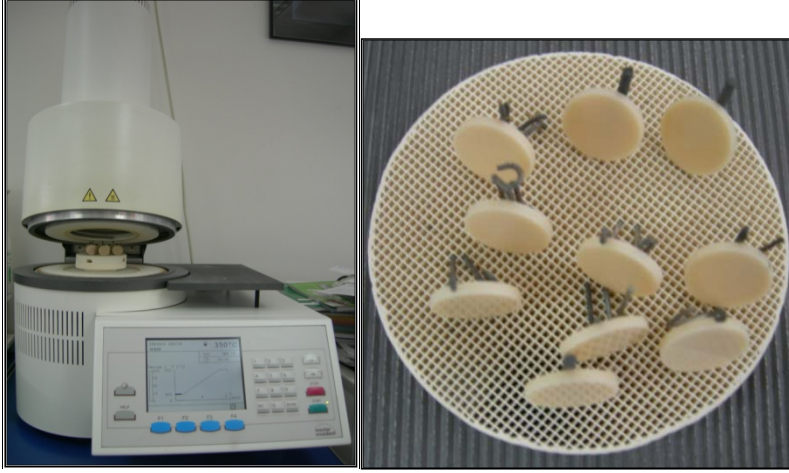
Fırın: EP600 (Ivoclar)						
Fırınlama	İlk ısı	Isı artış oranı	Isı artış süresi	Son ısı	Vakum	Fırınlama süresi
1.	403°C	50°C/dak	4 dak.	750°C	+	1dak.
2.	403°C	50°C/dak	4 dak.	750°C	+	1 dak.
3.	403°C	50°C/dak	4 dak.	750°C	+	1 dak.
4.	403°C	50°C/dak	4 dak.	732°C	+	1 dak.
5.	403°C	60°C/dak	6 dak.	725°C	+	1 dak.
6.	403°C	60°C/dak	6 dak.	725°C	+	1 dak.
7.	403°C	50°C/dak	6 dak.	700°C	+	1dak.

Tablo 3.3.3: IPS Empress numunelerinin fırınlama şartları

Fırın: EP600 (Ivoclar)						
Fırınlama	İlk ısı	Isı artış oranı	Isı artış süresi	Son ısı	Vakum	Fırınlama süresi
1.	403°C	60°C/dak	4 dak.	850°C	+	2dak.
2.	403°C	60°C/dak	4 dak.	850°C	+	2 dak.
3.	403°C	60°C/dak	4 dak.	850°C	+	2 dak.
4.	403°C	60°C/dak	4 dak.	850°C	+	2 dak.
5.	403°C	60°C/dak	4 dak.	770°C	+	1 dak.
6.	403°C	60°C/dak	6 dak.	770°C	+	1 dak.
7.	403°C	60°C/dak	6 dak.	770°C	+	1dak.

Tablo 3.3.4: Empress Esthetic numunelerinin fırınlama şartları

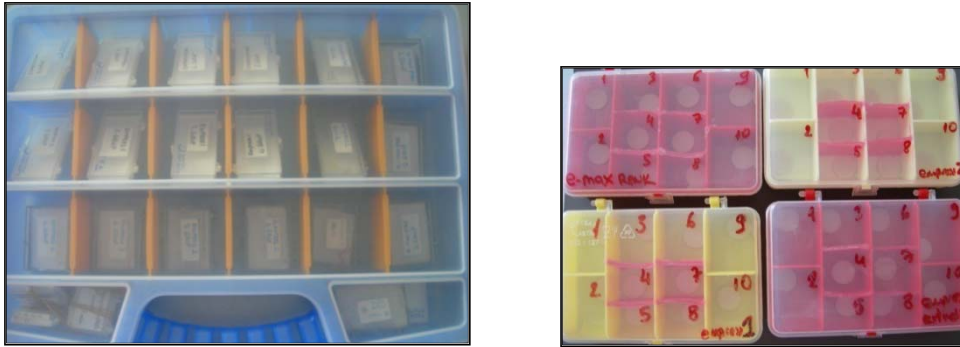
Fırın: EP600 (Ivoclar)						
Fırınlama	İlk ısı	Isı artış oranı	Isı artış süresi	Son ısı	Vakum	Fırınlama süresi
1.	403°C	60°C/dak	4 dak.	840°C	+	2dak.
2.	403°C	60°C/dak	4 dak.	830°C	+	2 dak.
3.	403°C	60°C/dak	4 dak.	830°C	+	2 dak.
4.	403°C	60°C/dak	4 dak.	825°C	+	2 dak.
5.	403°C	60°C/dak	4 dak.	820°C	+	2 dak.
6.	403°C	60°C/dak	4 dak.	770°C	+	1 dak.
7.	403°C	60°C/dak	6 dak.	770°C	+	1dak.



Resim 3.3.1: Numunelerin fırınlanması

3.4 Numunelerin Gruplandırılması:

Dört farklı materyal kendi içinde her grupta 10 adet numune olacak şekilde 5 ayrı alt gruba ayrıldı (Tablo 3.4.1). 4 grup biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi uygulanmak üzere ayrıldı. Bir grup ise renk ve opasite değişim ölçümü için ayrıldı. Mekanik testler için ayrılmış numuneler ayrı bölmeleri olan plastik çantaya ayrı kutulara yerleştirilerek saklandı. Renk ve opasite testi için ayrılan gruplar ayrı bölmeleri olan ayrı kutularda saklandı (Resim 3.4.1).



Resim 3.4.1: Numunelerin Gruplandırılması.

Tablo 3.4.1:Numunelerin Gruplandırılması

MATERYALİN ADI	UYGULANAN TEST	
EMPRESS	Grup1 (n=10)	1.fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup2 (n=10)	3. fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup3 (n=10)	5. fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup4 (n=10)	7. fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup5 (n=10)	1., 3., 5 ve 7. fırlama sonrası renk ve opasite değişim ölçümü
EMPRESS ESTHETİC	Grup1 (n=10)	1.fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup2 (n=10)	3. fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup3 (n=10)	5. fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup4 (n=10)	7. fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup5 (n=10)	1., 3., 5 ve 7. fırlama sonrası renk ve opasite değişim ölçümü
E.MAX PRESS	Grup1 (n=10)	1.fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup2 (n=10)	3. fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup3 (n=10)	5. fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup4 (n=10)	7. fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup5 (n=10)	1., 3., 5 ve 7. fırlama sonrası renk ve opasite değişim ölçümü
EMPRESS 2	Grup1 (n=10)	1.fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup2 (n=10)	3. fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup3 (n=10)	5. fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup4 (n=10)	7. fırlama sonrası biaksiyel bükme testi ve mikrosertlik testi
	Grup5 (n=10)	1., 3., 5 ve 7. fırlama sonrası renk ve opasite değişim ölçümü

3.5 Biaksiyel Bükme Testi:

Biaksiyel bükme testi, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında bulunan üniversal test cihazı (Instron, Buechler, Illinois, ABD) kullanılarak yapıldı (Resim 3.5.1). Biaksiyel bükme testlerinden “üç top üzerinde piston” (piston on three balls) yöntemi kullanıldı. Testi numunelere uygulayabilmek için cihazın üst itici piston ve alt destekleyici kollarına bu test için yapılan (ISO 6872)

parçalar monte edildi. Buna göre alt tabana; disk numunenin yerleşeceği, iç çapı 15,7 mm. olan, tabanında birbirine 120 derecelik açıda, 3 adet 3,4 mm çapında çelik bilyeler (top) bulunan parça yerleştirilmiştir (Resim 3.5.2). Üst kola ise, uç kısmı 1,4mm. çapında, disk numuneye tam ortasından temas edecek şekilde ayarlanmış baskı ucu yerleştirildi (Resim 3.5.2).



Resim 3.5.1: Üniwersal test cihazı



Resim 3.5.2: Alt ve üst kol

Tüm seramik numuneler marka ve fırınlama sayısına göre gruplandırılarak sırayla cihazın alt kolundaki 3 çelik bilye (top) üzerine yerleştirildi. İtici pistonun ucu numunenin tam ortasına gelecek şekilde, dakikada 1 mm/dak hızla numune kırılincaya kadar kuvvet uygulandı (Resim 3.5.3). Numunenin kırıldığı andaki kuvvet, Instron cihazının bağlı olduğu bilgisayar tarafından Newton birimi ile kayıt edildi.



Resim 3.5.3: Biaksiyel bükme testi sonrası örnek

'Newton' birimi ile elde edilen biaksiyal bükme testi sonuçları, uluslararası standartlara (ISO 6872) göre aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal (MPa) birimine çevirildi.

$$S = -0,2387 P(X-Y)d^2$$

S: Megapaskal cinsinden maksimum gerilme kuvveti

P: Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı

$$X = (1+\nu) \ln (r_2/r_3)^2 + [(1-\nu)/2](r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1+\nu) [1 + \ln (r_1/r_3)^2] + [(1-\nu)/2](r_1/r_3)$$

ν : Poisson oranı (Bilinmiyorsa seramik için 0.25, Empress2: 0,24, E.max, IPS Empress, Empress Esthetic için 0,23)

r_1 : milimetre cinsinden, çelik bilyeler (top) üzerinden geçen hayali destek çemberinin çapı.

r_2 : milimetre cinsinden baskı ucunun çapı.

r_3 : milimetre cinsinden, numunenin çapı.

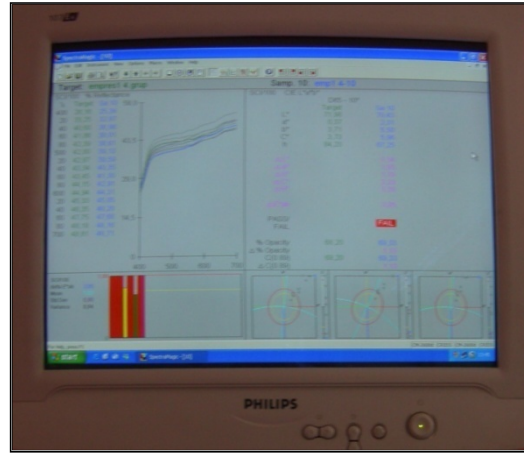
d: milimetre cinsinden, numunenin kırılma merkezindeki kalınlığı.

3.6 Renk ve Opasite Değişimi Ölçüm Testi:

Tam seramik numunelerin tekrarlanan fırınlamalar sonrası opasite ve renk değişimi ölçümü için Yeditepe Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında bulunan Spektrofotometre cihazı (CM-2600d, Minolta, Tokyo, Japonya) (Resim 3.6.1) ve "Spectra-Magic 3,1" bilgisayar programı (Minolta, Tokyo, Japonya) (Resim 3.6.2) kullanılmıştır.



Resim 3.6.1: Spektrofotometre



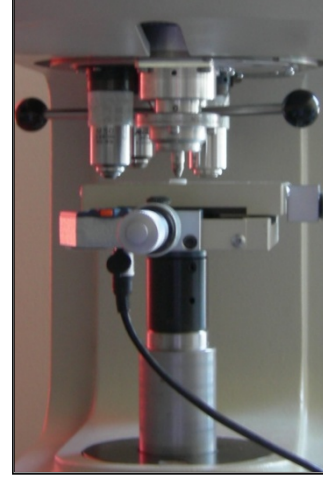
Resim 3.6.2: Renk ölçüm programı

Cihazın bilgisayar programında gerekli kalibrasyonlar ve ayarlamalar yapıldıktan sonra tüm disk numuneler, sırasıyla 1., 3., 5. ve 7. fırınlamalar sonrasında spektrofotometre cihazına yerleştirildi. Her bir örnekten hem siyah zeminde hem de beyaz zeminde ölçüm alınarak opasite ve renk değerleri tespit edildi. Farklı pozisyonlarda yapılan üç ölçümün sonucunda bilgisayarın verdiği opasite değerinin ortalaması alınarak opasite ölçümü elde edildi. Renk özellikleri ise (L, a, b) CIELAB renk sistemine göre ölçüldü. Elde edilen sonuçlar ile aşağıdaki formül kullanılarak ΔE değeri bulundu.

$$\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$$

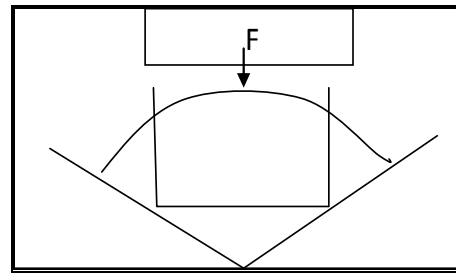
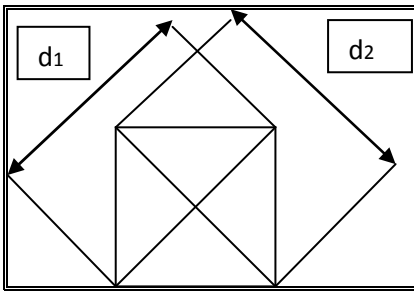
3.7 Mikrosertlik Testi:

Seramik numunelerin mikrosertlik testi, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında bulunan “Vickers” (Buehler, Illinois, ABD) cihazı ile yapıldı (Resim 3.7.1). Kırılmış seramik numunelerin kırık parçalarından birinden 3 ölçüm yapılarak ortalama alındı.



Resim 3.7.1: Mikrosertlik cihazı Vickers

Cihazın alt tablasına yerleştirilen numunenin üzerine, 20sn/1kg basınç yapan elmas ucun bıraktığı iz; cihazın 50 büyütme mikroskobu altında incelendi (Resim 3.7.1). Meydana gelen baklava görüntüsünün alanının hesaplanması için cihazın ölçüm çizgileri görüntünün her iki köşegeninde sabitlendi. Cihazın dijital ekranı köşe mesafesini alanı ve Vickers değerini hesaplayarak gösterdi. Her bir numuneden alınan 3 ölçümün ortalaması hesaplanarak kayıt edildi (Resim 3.7.2).



Resim 3.7.2: Mikrosertlik değeri hesaplanması

3.8 İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken niceliksel verilerin karşılaştırılmasında, parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı. Tekrarlayan ölçümlerin analizinde Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde paired sample t testi kullanıldı. Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1 Biaksiyal Bükme Testi bulgular:

Dört farklı tam seramik materyalinin tekrarlanan fırınlamalarla kırılma dayanıklılık değişimleri ve birbirlerine göre dayanıklılık ilişkileri Tablo 4.1.1’de dayanıklılık değişimleri ise aşağıdaki grafikte görülmektedir (şekil 4.1.1)

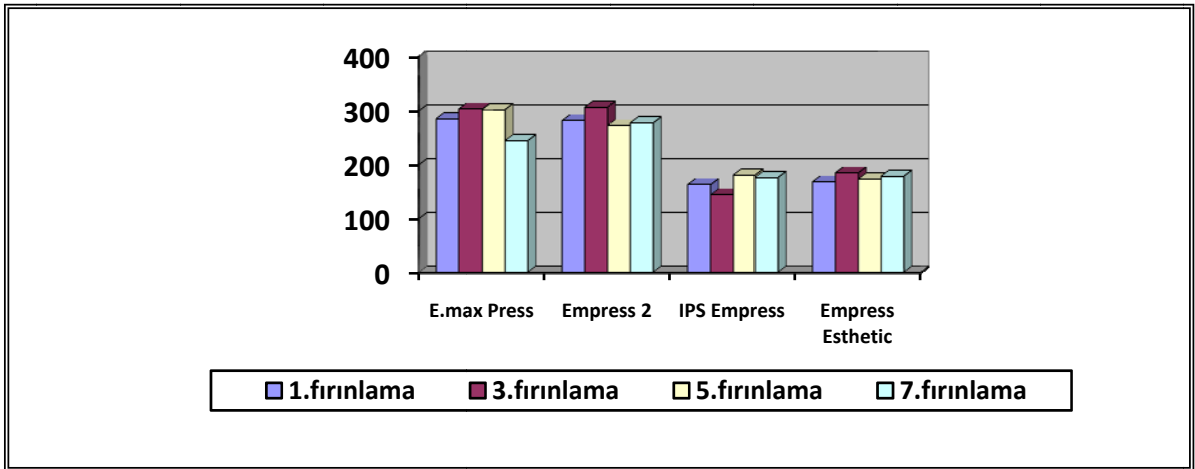
Tablo 4.1.1: Seramik Materyallerinin Farklı Fırınlamalara göre Biaksiyal Bükme Dayanıklılıklarının Değerlendirmesi

	E.max Press(MPa) Ort±SD	Empress 2 (MPa) Ort±SD	IPS Empress(MPa) Ort±SD	Empress Esthetic (MPa) Ort±SD	F	p
1. Fırın	284,79±107,10	281,03±56,75	162,31±19,10	167,54±24,75	11,863	0,001**
3. Fırın	302,44±70,43	305,95±55,39	143,32±31,80	184,25±39,82	25,799	0,001**
5. Fırın	301,79±68,17	272,11±46,02	180,32±19,32	175,84±26,18	20,965	0,001**
7. Fırın	244,16±19,93	277,11±50,49	172,64±33,96	178,16±30,86	20,642	0,001**
F	1,392	0,827	3,537	0,499		
p	0,261	0,488	0,024*	0,685		

[†]Oneway ANOVA Test

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$



Şekil 4.1.1: Biaksiyal bükme dayanıklılığı grafiği: materyallere göre

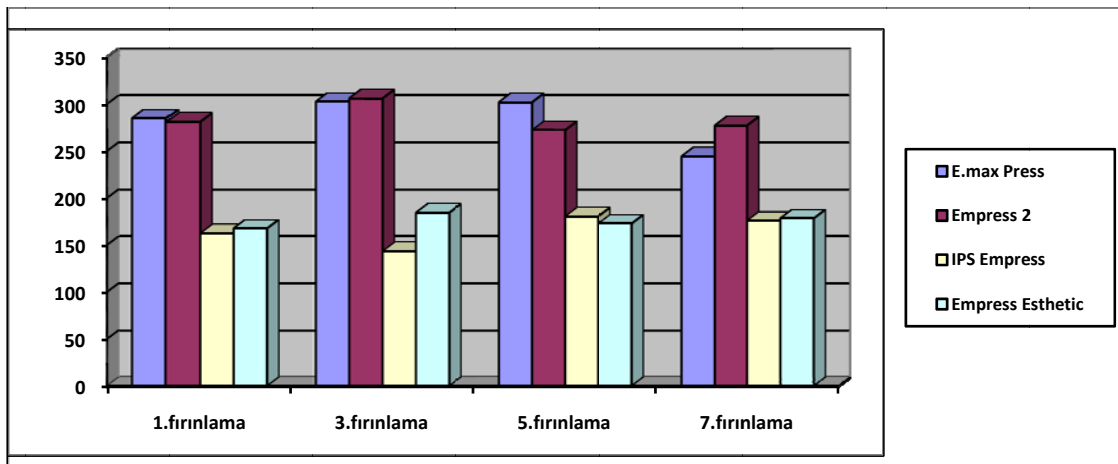
E.max Press, Empress 2, Empress Esthetic materyalinde 1., 3., 5. ve 7. fırınlamalardaki bükme dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. (Tablo 4.1.2.). IPS Empress materyalinde 3. fırınlamadaki bükme dayanıklılığı, 5. fırınlamada elde edilen bükme dayanıklılığından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.020$; $p<0.05$). Diğer fırınlamalarda elde edilen bükme dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4.1.2.).

Tablo 4.1.2: Bükme dayanıklılıkları Grup İçi Karşılaştırmaları

Tukey Testi	E.max Press P	Empress 2 P	IPS Empress p	Empress Esthetic p
1. fırın/3. fırın	0,949	0,713	0,404	0,627
1. fırın/5. fırın	0,954	0,981	0,451	0,932
1. fırın/7. fırın	0,606	0,998	0,826	0,869
3. fırın/5. fırın	1,000	0,480	0,020*	0,929
3. fırın/7. fırın	0,300	0,611	0,089	0,971
5. fırın/7. fırın	0,310	0,996	0,919	0,998

* $p<0.05$

Dört farklı tam seramiğin fırınlama sayısına göre dayanıklılık değişimleri ise aşağıdaki grafikte görülmektedir (şekil 4.1.2)



Şekil 4.1.2: Biaksiyal bükme dayanıklılığı grafiği; fırınlama sayısına göre

Seramik materyalleri arasında en yüksek biaksiyal bükme direnci Empress 2'nin 3.fırınlamasında görülmüştür (305,95±55,39 MPa). Bu farklılık IPS Empress ve Empress Esthetic'ten anlamlı düzeyde yüksektir (p:0.001; p<0.01). En düşük biaksiyal bükme direnci IPS Empress'in 3.fırınlamasında görülmüştür (143,32±31,80 MPa).Bu farklılık Empress 2 ve E.max Press'ten anlamlı düzeyde düşüktür (p:0.001; p<0.01) (Tablo 4.1.3).

Seramik materyallerinin 1. fırınlamada en yüksek bükme dayanımını E.max Press (284,79±107,10 MPa) en düşük bükme dayanımını IPS Empress (162,31±19,10 MPa) göstermiştir. E.max Press'in 1. fırınlamadaki bükme dayanıklılığı IPS Empress (162,31±19,10 MPa) ve Empress Esthetic'ten (167,54±24,75 MPa) anlamlı düzeyde yüksektir (p:0.001; p<0.01) (Tablo 4.1.3).

Seramik materyallerinin 3. fırınlamada en yüksek bükme dayanımını Empress 2 (305,95±55,39 MPa) en düşük bükme dayanımını IPS Empress (143,32±31,80 MPa) göstermiştir. Empress 2'in 3. fırınlamadaki bükme dayanıklılığı IPS Empress (143,32±31,80 MPa) ve Empress Esthetic'ten (184,25±39,82 MPa) anlamlı düzeyde yüksektir (p:0.001; p<0.01) (Tablo 4.1.3).

Seramik materyallerinin 5. fırınlamada en yüksek bükme dayanımını E.max Press (301,79±68,17 MPa) en düşük bükme dayanımını Empress Esthetic (175,84±26,18 MPa) göstermiştir. E.max Press'in 5. fırınlamadaki bükme dayanıklılığı IPS Empress (180,32±19,32 MPa)ve Empress Esthetic'ten (175,84±26,18 MPa) anlamlı düzeyde yüksektir (p:0.001; p<0.01) (Tablo 4.1.3).

Seramik materyallerinin 7. fırınlamada en yüksek bükme dayanımını Empress 2 (277,11±50,49 MPa) en düşük bükme dayanımını IPS Empress (172,64±33,96 MPa) göstermiştir. Empress 2'in 3.fırınlamadaki bükme dayanıklılığı IPS Empress (172,64±33,96 MPa) ve Empress Esthetic'ten (178,16±30,86 MPa) anlamlı düzeyde yüksektir (p:0.001; p<0.01) (Tablo 4.1.3).

Tablo 4.1.3: Bükme dayanıklılıkları İçin Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi

Tukey Testi	1. Fırın	3. Fırın	5. Fırın	7. Fırın
	p	p	p	P
E.max Press/Empress 2	0,999	0,999	0,448	0,181
E.max Press/IPS Empress	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
E.maxPress/Empress Esthetic	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
Empress2/IPS Empress	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
Empress2/Empress Esthetic	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
IPSEmpress/Empress Esthetic	0,998	0,301	0,996	0,985

** $p < 0.01$

4.2 Mikrosertlik Testi bulgular:

Dört çeşit tam seramik materyalinin, tekrarlanan fırınlamalar sonucu, mikrosertlik ölçüm değerleri ve materyallerin birbirine göre mikrosertlik farkları Tablo 4.2.1’de tekrarlanan fırınlamalar sonrası mikrosertlik değişimleri ise aşağıdaki Şekil 4.2.1’de görülmektedir.

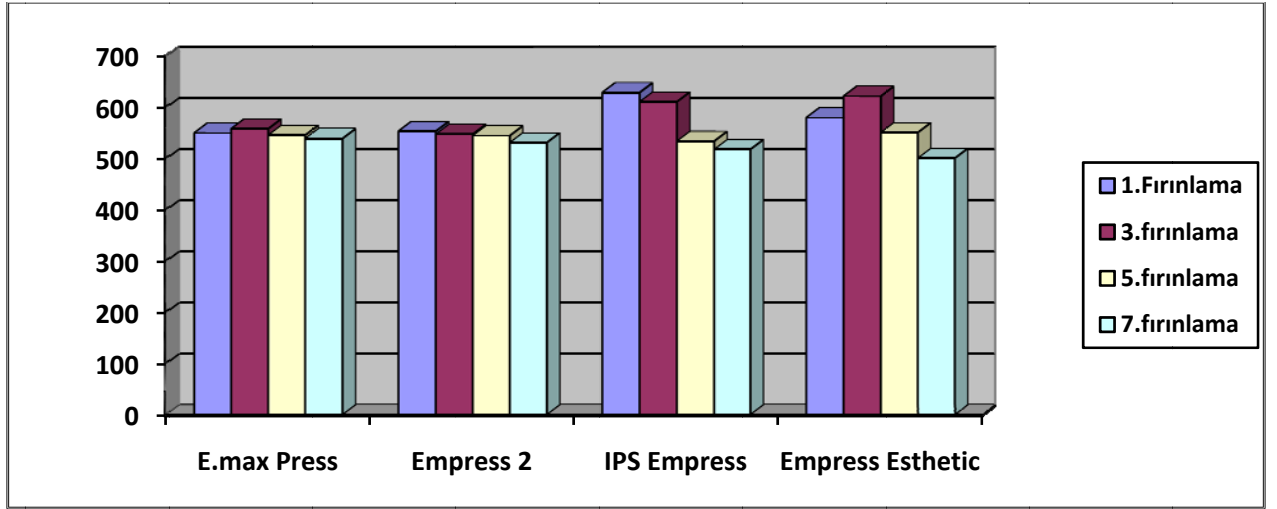
Tablo 4.2.1: Seramik Materyallerinin Farklı Fırınlamalara Göre Grup İçi ve Gruplar Arası Mikrosertlik Değerlerinin Değerlendirmesi

Mikrosertlik	E.max Press	Empress 2	IPS Empress	Empress Esthetic	⁺ F	p
	Ort±SD	Ort±SD	Ort±SD	Ort±SD		
1. Fırın	549,96±5,83	553,50±19,56	629,05±15,22	579,90±26,60	39,035	0,001**
3. Fırın	558,19±8,42	547,67±7,60	610,99±8,99	621,93±20,10	90,205	0,001**
5. Fırın	545,75±2,76	544,83±8,62	534,12±5,99	550,86±19,44	3,991	0,015*
7. Fırın	539,25±4,56	531,31±4,08	517,99±2,12	500,68±21,67	22,267	0,001**
⁺ F	18,873	6,648	335,893	53,006		
p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**		

⁺ Oneway ANOVA Test

$p < 0.05$

** $p < 0.01$



Şekil 4.2.1: Mikrosertlik grafiği; materyallere göre

E.max Press materyalinde 3. fırınlamadaki mikrosertlik düzeyi (558,19±8,42 HVK), 1. fırınlama (549,96±5,83 HVK) (0.015; $p<0.05$), 5. fırınlama (545,75±2,76 HVK) ($p:0.001$; $p<0.01$) ve 7. fırınlamada (539,25±4,56 HVK) ($p:0.001$; $p<0.01$) elde edilen mikrosertlik düzeylerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir. 1. ve 5. fırınlamadaki mikrosertlik düzeyi, 7. fırınlamada elde edilen mikrosertlik düzeyinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.01$) ($p:0.044$; $p<0.05$) (Tablo 4.2.2).

Empress 2 materyalinde; 7. fırınlamadaki mikrosertlik düzeyi (531,31±4,08 HVK), 1. fırınlama (553,50±19,56 HVK) (0.001; $p<0.01$), 3. fırınlama (547,67±7,60 HVK) $p:0.016$; $p<0.05$) ve 5. fırınlamada (544,83±8,62 HVK) ($p:0.050$; $p<0.05$) elde edilen mikrosertlik düzeylerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşüktür. Diğer fırınlamalarda elde edilen mikrosertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4.2.2).

IPS Empress materyalinde; 1. fırınlamadaki mikrosertlik düzeyi (629,05±15,22 HVK), 3. fırınlama (610,99±8,99 HVK), 5. fırınlama (534,12±5,99 HVK) ve 7. fırınlamada (517,99±2,12 HVK) elde edilen mikrosertlik düzeylerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde

yüksektir (0.001; $p<0.01$). Fırınlama sayısı arttıkça her bir fırınlama arasında mikrosertlikte anlamlı düzeyde azalma görülmüştür (0.001; $p<0.01$) (Tablo 4.2.2).

Empress Esthetic materyalinde; 3. fırınlamadaki mikrosertlik düzeyi (621,93±20,10 HVK), 1. fırınlama (579,90±26,60 HVK), 5. fırınlama (550,86±19,44 HVK) ve 7. fırınlamada (500,68±21,67 HVK) elde edilen mikrosertlik düzeylerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir (0.001; $p<0.01$). Tüm fırınlamalar arası mikrosertlikteki artma ve azalmalar anlamlıdır (Tablo 4.2.2) (0.001; $p<0.01$).

Tablo 4.2.2: Mikrosertlik Değerleri Grup İçi Karşılaştırmaları

Tukey Testi	E.max Press P	Empress 2 p	IPS Empress p	Empress Esthetic p
1. fırın/3. Fırın	0,015*	0,673	0,001**	0,001**
1. fırın/5. Fırın	0,376	0,348	0,001**	0,028*
1. fırın/7. Fırın	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
3. fırın/5. Fırın	0,001**	0,946	0,001**	0,001**
3. fırın/7. Fırın	0,001**	0,016*	0,001**	0,001**
5. fırın/7. Fırın	0,044*	0,050*	0,003**	0,001**

* $p<0.05$ ** $p<0.01$

Seramik materyalleri arasında en yüksek mikrosertlik IPS Empress'in 1.fırınlamasında görülmüştür (629,05±15,22 HVK). Bu farklılık Empress 2 (553,50±19,56 HVK), Empress Esthetic (579,90±26,60 HVK) ve E.max Press'ten (549,96±5,83 HVK) anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.01$). En düşük mikrosertlik Empress Esthetic'in 7.fırınlamasında görülmüştür (500,68±21,67 HVK).Bu farklılık IPS Empress (517,99±2,12 HVK), Empress 2 (531,31±4,08 HVK) ve E.max Press'ten (539,25±4,56 HVK) anlamlı düzeyde düşüktür ($p:0.001$; $p<0.01$) (Tablo 4.2.3).

Seramik materyallerinin 1. fırınlamadaki en yüksek mikrosertlik değerlerini IPS Empress (629,05±15,22 HVK) en düşük mikrosertlik değerini ise E.max Press (549,96±5,83 HVK) göstermiştir. IPS Empress'in 1. fırınlamadaki mikrosertlik değeri E.max Press (549,96±5,83 HVK), Empress 2 (553,50±19,56 HVK) ve Empress Esthetic'ten (579,90±26,60 HVK) anlamlı derecede yüksektir (p:0.001; p<0.01) (Tablo 4.2.3).

Seramik materyallerinin 3. fırınlamadaki en yüksek mikrosertlik değerlerini Empress Esthetic (621,93±20,10 HVK) en düşük mikrosertlik değerini ise Empress 2 (547,67±7,60 HVK) göstermiştir. Empress Esthetic'in 3.fırınlamadaki mikrosertlik değeri E.max Press ve Empress 2'den anlamlı derecede yüksektir (p:0.001; p<0.01) fakat IPS Empress'in 3. fırınlamadaki mikrosertlik değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. (Tablo 4.2.3).

Seramik materyallerinin 5. fırınlamadaki en yüksek mikrosertlik değerlerini Empress Esthetic (550,86±19,44 HVK) en düşük mikrosertlik değerini ise IPS Empress (534,12±5,99 HVK) göstermiştir. IPS Empress'in 5. fırınlamadaki mikrosertlik değeri Empress Esthetic'ten anlamlı düzeyde düşüktür (p:0.011; p<0.05). Diğer materyallerinin 5. fırınlamadaki mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. (Tablo 4.2.3).

Seramik materyallerinin 7. fırınlamadaki en yüksek mikrosertlik değerlerini E.max Press (539,25±4,56 HVK) en düşük mikrosertlik değerini ise Empress Esthetic (500,68±21,67 HVK) göstermiştir. E.max Press'in 7.fırınlamadaki mikrosertlik düzeyi Empress Esthetic ve IPS Empress'ten (517,99±2,12 HVK) anlamlı düzeyde yüksek olup (p:0.001; p<0.01) Empress 2'nin (531,31±4,08 HVK) 5. fırınlamadaki mikrosertlik değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. (Tablo 4.2.3).

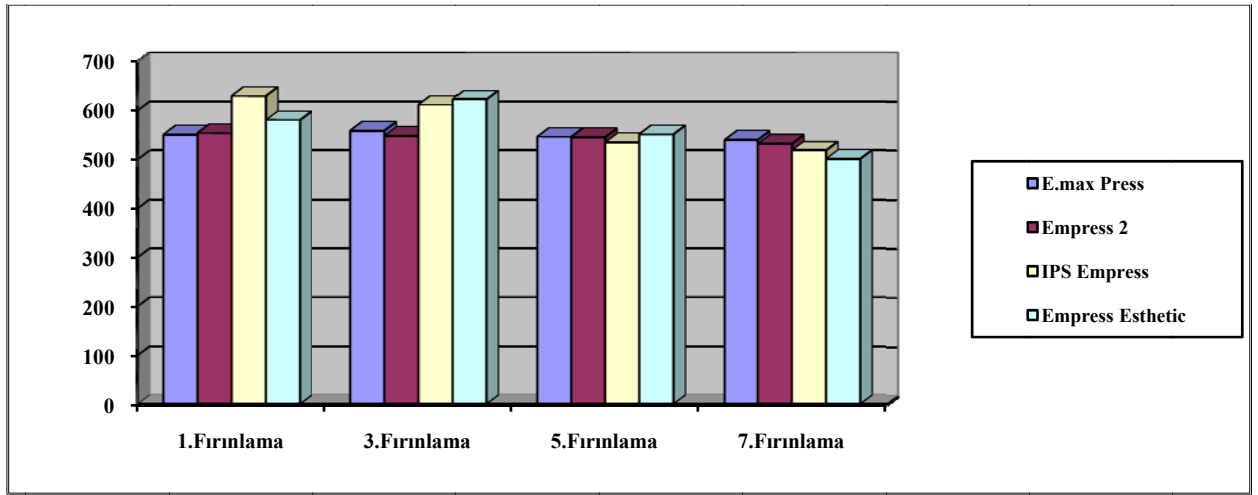
Tablo 4.2.3: Mikrosertlik Değerleri Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi

Tukey Testi	1. Firm	3. Firm	5. Firm	7. Firm
	p	p	P	p
E.max Press/Empress 2	0,973	0,246	0,998	0,408
E.max Press/IPS Empress	0,001**	0,001**	0,109	0,001**
E.maxPress/Empress Esthetic	0,001**	0,001**	0,734	0,001**
Empress2/IPS Empress	0,001**	0,001**	0,157	0,050*
Empress2/Empress Esthetic	0,015*	0,001**	0,623	0,001**
IPSEmpress/Empress Esthetic	0,001**	0,216	0,011*	0,008**

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$

Dört farklı tam seramiğin fırınlama sayısına göre mikrosertlik değişimleri ise aşağıdaki grafikte görülmektedir (şekil 4.2.2)



Şekil 4.2.2: Mikrosertlik grafiği; Fırınlama sayısına göre

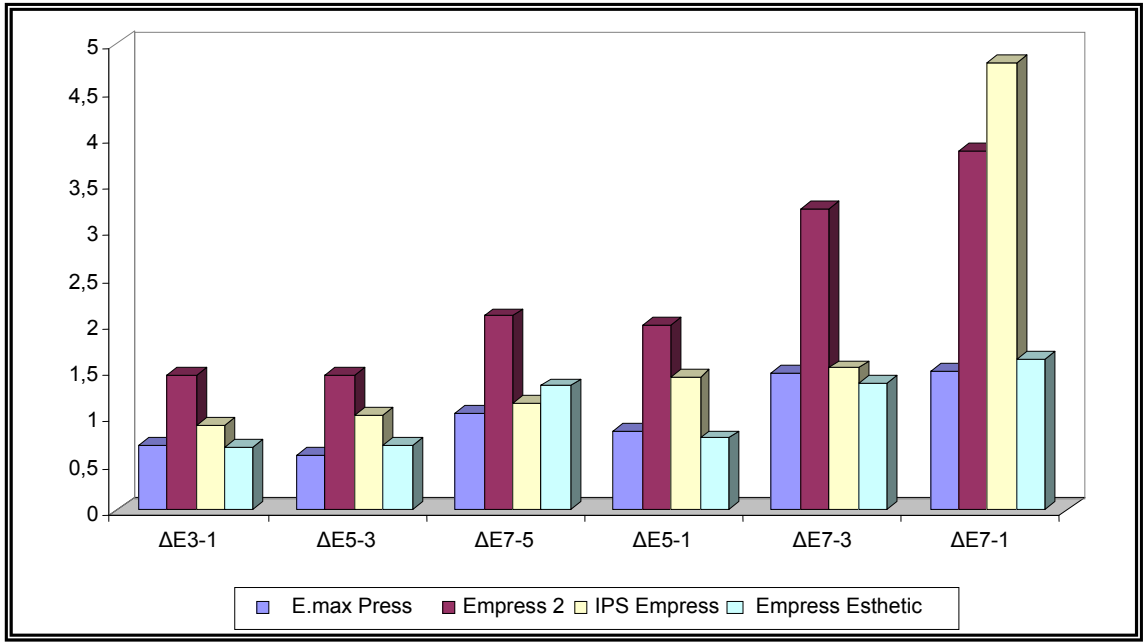
4.3 Renk Değişimi Testi Bulguları:

Tüm materyallerin fırınlamalar arası renk değişim değerleri (Tablo 4.3.1) ve fırınlamalar arası renk değişimleri grafiği (Şekil 4.3.1)'de gösterildiği gibidir.

Tablo 4.3.1: Seramik Materyallerine Göre Fırınlamalar Arası Renk Değişimi Değerlendirmesi

ΔE	E.max Press Ort±SD	Empress 2 Ort±SD	IPS Empress Ort±SD	Empress Esthetic Ort±SD	⁺ F	p
ΔE_{3-1}	0,70±0,56	1,44±0,33	0,91±0,63	0,68±0,34	5,212	0,004**
ΔE_{5-3}	0,59±0,21	1,44±0,67	1,01±0,75	0,70±0,53	4,280	0,011*
ΔE_{7-5}	1,04±0,21	2,08±0,48	1,14±0,55	1,33±0,59	9,446	0,001**
ΔE_{5-1}	0,84±0,27	1,99±0,78	1,42±0,61	0,77±0,36	10,955	0,001**
ΔE_{7-3}	1,47±0,20	3,23±0,68	1,52±0,85	1,36±0,45	22,078	0,001**
ΔE_{7-1}	1,49±0,41	3,85±0,69	4,80±2,87	1,62±0,81	11,325	0,001**

⁺ Oneway ANOVA Test * $p < 0.05$ ** $p < 0.01$



Şekil 4.3.1: Fırınlamalar arası Renk Değişimi Grafiği

Seramik materyallerinin 3. fırınlama ile 1. fırınlama arasındaki renk değişimlerinden sadece Empress 2’de ΔE 1 birimden yüksektir. Empress 2 materyalinde 3. fırınlama ile 1. fırınlama arasında oluşan renk değişimi, E.max Press ($p:0.009$; $p<0.01$) ve Empress Esthetic’ten ($p:0.007$; $p<0.01$) anlamlı derecede yüksektir (Tablo 4.3.2).

Seramik materyallerinin 5. fırınlama ile 3. fırınlama arasındaki renk değişimlerinden sadece Empress 2’ ve IPS Empress’de ΔE 1 birimden yüksektir. (Tablo 6.3.2). 5. fırınlama ile 3. fırınlama arasında oluşan en yüksek renk değişimi ise Empress 2 de görülmüştür bu değişim E.max Press ($p:0.012$; $p<0.05$) ve Empress Esthetic’ten ($p:0.037$; $p<0.05$) anlamlı düzeyde yüksektir (Tablo 4.3.2).

Seramik materyallerinin 7. fırınlama ile 5. fırınlama arasındaki renk değişimlerinde tüm materyaller ΔE 1 birimden yüksektir. En yüksek renk değişimi ise Empress 2 de görülmüştür bu değişim E.max Press ($p:0.001$; $p<0.01$), IPS Empress ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Empress Esthetic’ten ($p:0.007$; $p<0.01$) anlamlı düzeyde yüksektir. (Tablo 4.3.2).

Seramik materyallerinin 5. fırınlama ile 1. fırınlama arasındaki renk değişimlerinde Empress 2 ve IPS Empress ΔE 1 birimden yüksektir. En yüksek renk değişimi ise Empress 2 de görülmüştür bu değişim E.max Press (p:0.001; p<0.01) ve Empress Esthetic'ten (p:0.001; p<0.01) anlamlı düzeyde yüksektir. (Tablo 4.3.2).

Seramik materyallerinin 7. fırınlama ile 3. fırınlama arasındaki renk değişimlerinde tüm materyaller ΔE 1 birimden yüksektir. En yüksek renk değişimi ise Empress 2 de görülmüştür bu değişim IPS Empress (p:0.001; p<0.01), E.max Press (p:0.001; p<0.01) ve Empress Esthetic'ten (p:0.001; p<0.01) anlamlı düzeyde yüksektir. (Tablo 4.3.2).

Seramik materyallerinin 7. fırınlama ile 1. fırınlama arasındaki renk değişimlerinde tüm materyaller ΔE 1 birimden yüksektir. En yüksek renk değişimi ise IPS Empress de görülmüştür bu değişim E.max Press (p:0.001; p<0.01) ve Empress Esthetic'ten (p:0.001; p<0.01) anlamlı düzeyde yüksektir. (Tablo 4.3.2).

Tablo 4.3.2: Fırınlamalar Arası Renk Değişimi İçin Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi

Tukey Testi	ΔE_{3-1}	ΔE_{5-3}	ΔE_{7-5}	ΔE_{5-1}	ΔE_{7-3}	ΔE_{7-1}
	p	p	p	p	P	p
E.max Press/Empress 2	0,009**	0,012*	0,001**	0,001**	0,001**	0,008**
E.maxPress/IPS Empress	0,770	0,378	0,969	0,103	0,998	0,001**
E.maxPress/Empress Esthetic	1,000	0,968	0,550	0,991	0,979	0,997
Empres 2/IPS Empress	0,093	0,362	0,001**	0,103	0,001**	0,526
Empress2/Empress Esthetic	0,001**	0,037*	0,007**	0,001**	0,001**	0,014*
IPSEmpress/Empress Esthetic	0,720	0,649	0,816	0,055	0,936	0,001**

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$

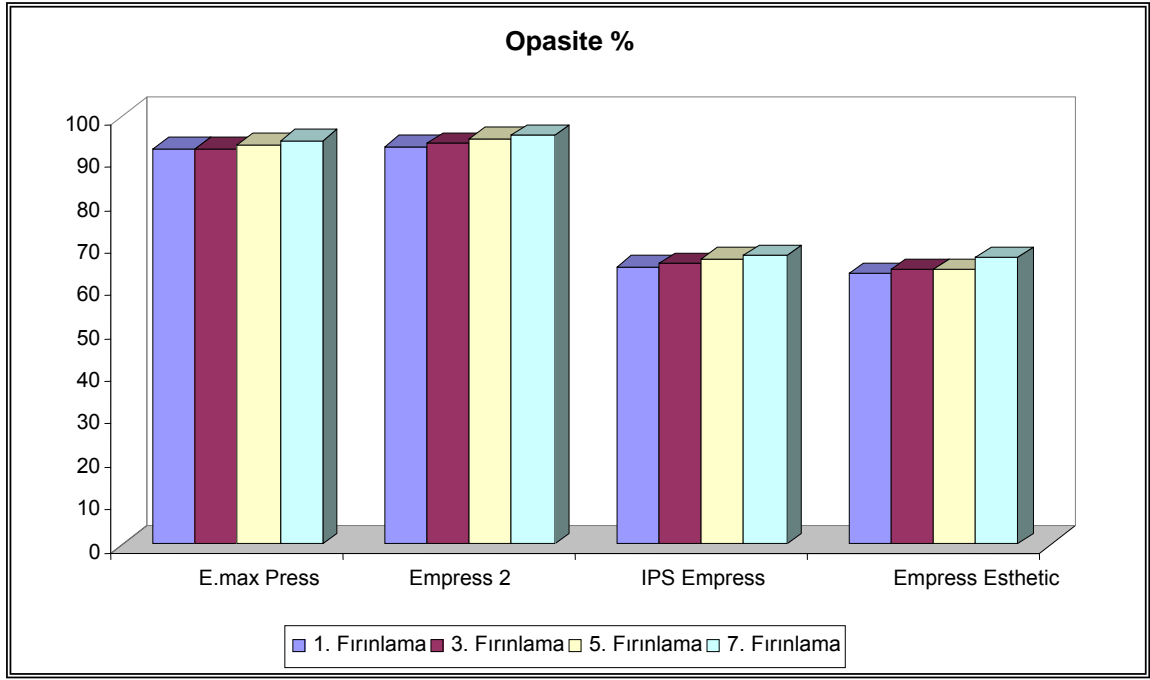
4.4 Opasite Testi Bulguları:

Tüm materyallerin fırınlamalar arası opasite değerleri (Tablo 4.4.1) ve opasite grafiği (Şekil 4.4.1)'de gösterildiği gibidir. Tüm materyallerde fırınlama sayısı arttıkça opasite değişimi artmıştır.

Tablo 4.4.1: Seramik Materyallerinin Farklı Fırınlamalara Göre Opasite Değerlerinin Değerlendirmesi

Opasite %	E.max Press Ort±SD	Empress 2 Ort±SD	IPS Empress Ort±SD	Empress Esthetic Ort±SD	⁺ F	p
1. Fırın	92,59±1,25	93,21±0,89	65,06±1,52	63,36±1,90	1319,839	0,001**
3. Fırın	92,69±1,39	93,85±0,88	65,58±2,17	64,18±2,25	859,363	0,001**
5. Fırın	93,57±1,25	95,08±0,75	66,92±2,04	64,30±2,40	916,023	0,001**
7. Fırın	94,45±1,39	95,77±0,81	67,54±1,83	67,08±1,92	1069,677	0,001**
⁺⁺F	10,931	31,218	32,578	12,797		
P	0,005**	0,001**	0,001**	0,003**		

⁺ Oneway ANOVA Test ⁺⁺ Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi * p<0.05 ** p<0.01



Şekil 4.4.1: Farklı Fırınlamalarda Opasite Grafiği; Materyallere göre

E.max Press ve Empress 2 materyalinde fırınlama sayısı arttıkça opasite artmıştır. Bu artışlardan 1. ve 3. fırınlamalar arası artış hariç tüm artışlar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$) ($p<0.01$). (Tablo 4.4.2).

IPS Empress materyalinde; fırınlama sayısı arttıkça opasite değişimi artmıştır. Bu artışlardan 1. ve 3., 5. ve 7. fırınlamalar arası artışlar hariç tüm artışlar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.01$) (Tablo 4.4.2).

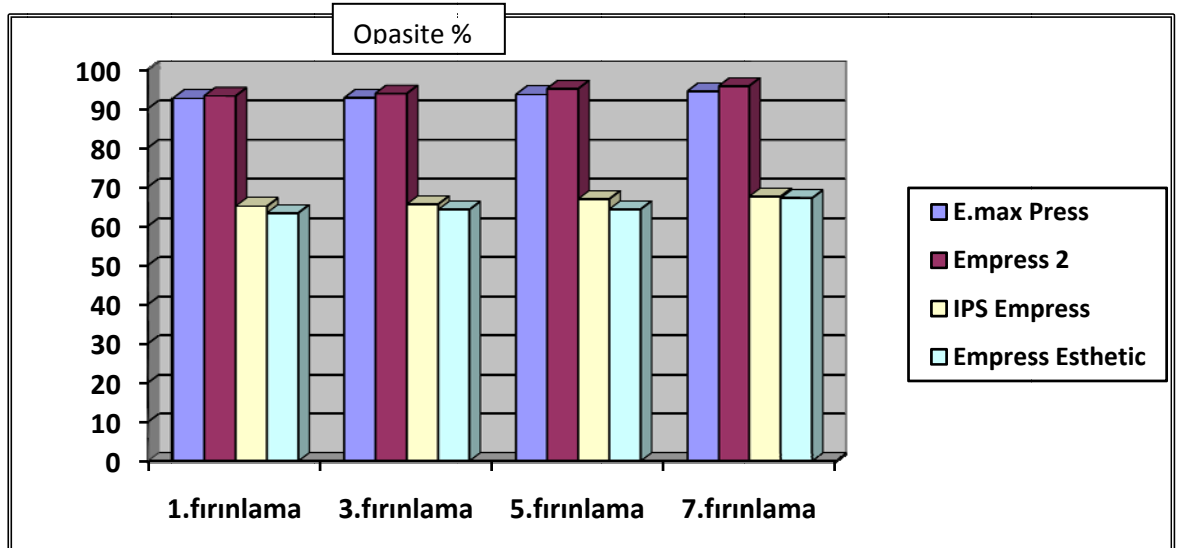
Empress Esthetic materyalinde; fırınlama sayısı arttıkça opasite değişimi artmıştır. Bu artışlardan 1. ve 3., 1. ve 5., 3. ve 5. fırınlamalar arası artışlar hariç tüm artışlar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.01$) (Tablo 4.4.2).

Tablo 4.4.3: Opasite Yüzdeleri İçin Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi

Tukey Testi	1. Fırın	3. Fırın	5. Fırın	7. Fırın
	p	P	P	P
E.max Press/Empress 2	0,775	0,462	0,228	0,249
E.maxPress/IPS Empress	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
E.maxPress/Empress Esthetic	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
Empress2/IPS Empress	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
Empress2/Empress Esthetic	0,001**	0,001**	0,001*	0,001**
IPSEmpress/Empress Esthetic	0,058	0,305	0,009**	0,911

** $p < 0.01$

Dört farklı tam seramiğin fırınlama sayısına göre opasite değişimleri aşağıdaki grafikte görülmektedir (şekil 4.4.2)



Şekil 4.4.2: Farklı Fırınlamalarda Opasite Grafiği; Fırınlama sayısına göre

5.TARTIŞMA

Dental seramikler üstün biyolojik uyumluluk, kimyasal stabilite, ağız içi sıvılardan etkilenmeme, renk stabilitesinin korunması, çiğneme kuvvetleri ile minimum aşınması, yüzey pürüzlülüklerinin minimum olması ve estetik özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde sıkça kullanılırlar (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8). Işık geçirme özelliklerinden dolayı metal seramik restorasyonlara göre, daha estetik sonuçlar vermektedirler. Bu yüzden dayanıklılığı ve renk stabilitesi ile ilgili birçok araştırma yapılan ve geliştirilmeye çalışılan materyaller olmuşlardır (19, 33, 35). Bizim çalışmamızda sıklıkla tercih edilen tam seramik materyalleri olan E.max Press, Empress 2, IPS Empress, Empress Esthetic kullanıldı.

Tam seramiklerle ilgili yapılan araştırmalarda, birçok araştırmacı materyallerin dayanıklılığını etkileyen faktörler üzerinde durmuştur. Yapılan birçok çalışmada dental porselenin fırınlama tekniğinin, ısısının ve fırınlama sayısının, dayanıklılığa olan etkisi araştırılmıştır (10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 42, 43, 76, 122, 123, 125, 158, 159). Porselenin fırınlanma şeklinin ve sayısının dayanıklılığına olan etkileri ile ilgili çalışmaların yanında bazı araştırmacılar da, porselenin fırınlanma şeklinin ve sayısının renk stabilitesine etkisi olabileceğini bildirmişler ve bununla ilgili araştırmalar yapmışlardır (9, 17, 36, 135, 153, 156, 157, 160). Tüm bu çalışmaların yanında tam seramik materyallerinin sertlik değerleri ile ilgilide yapılmış birçok araştırma bulunmaktadır (14, 119, 120, 117). Bizim çalışmamızda tam seramik restorasyonların hazırlanması veya hastaya uygulanması sırasında karşılaşılan çeşitli sebeplerden dolayı tekrar fırınlanmasının bu materyallerin dayanıklılığını, mikrosertliğini, opasitesini ve renk değişimini nasıl etkilediği incelenmiştir.

Tekrarlanan fırınlamaların seramik materyalinin kırılma ve rengine etkisini araştırmış birçok araştırmacı araştırmalarında numuneleri en az 1, en fazla 9 kez fırınlamışlardır (13, 36, 43, 76, 122, 135, 142, 153, 156, 157, 158, 159). Sadece 1 kez fırınlama yapmış araştırmacılar, porselen numunelerin fırınlanma öncesi ve sonrasındaki kırılma veya renk farklılıklarını araştırırken (135, 156), 1' den fazla fırınlama yapmış araştırmacılar bu fırınlamalar arasındaki kırılma veya renk

değişimini incelemişlerdir (13, 36, 43, 76, 122, 142, 153, 157, 158, 159). Albakry ve arkadaşları, Fisher ve ark., Denry ve ark., yüzey bitimi için uygulanan aşındırmaların yapı içinde mikroçatlaklar veya artık stresler oluşmasına sebep olabileceğine, pres sonrası bir kez fırınlama yapmanın bu mikroçatlak ve stresleri yok edeceğini bildirmişlerdir (15, 16, 90). Bizim çalışmamızda kullandığımız E.max Press, Empress 2, IPS Empress, Empress Esthetic tam seramik materyallerinin hepsi preslenme sonrasında, hangi teknikle hazırlanırsa hazırlansın (boyama veya katmanlama) standart laboratuvar işlemleri sırasında en az 3 kez fırınlanır ve restorasyon hekime gönderilecek hale gelir (77, 84, 88, 79). Daha sonra hekimin tespit ettiği uyum, morfoloji ve renk ile ilgili problemler restorasyonun birkaç kez daha fırınlanmasını gerektirebilir. Bu sebeplerden dolayı, çalışmamızda tam seramik numunelerin 1 kez fırınlanmasıyla oluşabilecek stresler elimine edilerek, materyalin 1. fırınlama sonrası dayanıklılık ve renk ölçümleri baz ölçüm alındı. 3. fırınlama sonrası yapılan ölçüm; laboratuvar aşamasında oluşabilecek dayanıklılık ve renk değişimlerini belirlemek için, 5. ve 7. fırınlama sonrası ölçümler; hekimin isteği doğrultusunda yapılabilecek ekstra fırınlamaların materyalin dayanıklılık ve rengine etkilerini belirlemek için araştırılmıştır.

Birçok araştırmada tam seramik numuneleri elde etmek için, preslenecek mum numuneler araştırmacılar tarafından hazırlanmış kalıplara mum dökülerek yapılmıştır (13, 71, 76, 90, 92, 95, 96, 100, 122, 138, 157, 161, 162). Bizim çalışmamızda ise porselen disk numuneleri elde etmek için kullanılan mum diskler, uluslararası standartlara (ISO 6872) göre fabrikasyon olarak, bilimsel araştırmalarda kullanılmak üzere Ivoclar Vivadent tarafından hazırlanmıştır. Hepsinin standart olarak aynı boyutlarda olmasından dolayı porselen disk numunelerin dayanıklılık ve renk testi sonuçlarını etkileyecek boyutsal hatalar elimine edilmiştir.

Tüm materyaller üretici firma talimatlarına uygun şekilde preslenip, fırınlamaları yapılmıştır (77, 84, 88, 79). Tüm materyaller için kendi firmasına ait revetman toz-likit ve pres fırını kullanıldı.

Albakry ve arkadaşları (90), l6sitle içerikli IPS Empress, lityum disilikat içerikli IPS Empress 2 ve yeni 6retilen bir deney seramiğinin b6kme dayanıklılıklarını araştırmışlardır. Preslenmiş disk numunelerin y6zey bitimlerini ıslak ortamda 220, 320, 500, 600 ve 800 numara silikon karbit aşındırma kağıtlarıyla yapmışlardır. Yapılan birçok renk, biaksiyal b6kme deneyleri ve sertlik deneylerinde aynı y6zey bitim işlemleri uygulanmıştır (123, 124, 152, 163). Bizim alışmamızda da preslenmiş tam seramik disk numunelerin y6zey bitimleri aynı şekilde, ıslak ortamda 220, 320, 500, 600 ve 800 numara silikon karbit aşındırma kağıtlarıyla yapılmıştır.

Birçok çalışmada seramik gibi kırılĐan maddelerin mekanik direncini test edebilmek için 3 ve 4 nokta eğme direnç testleri uygulanmıştır (51, 101, 102, 103). Diğer çalışmalarda ise biaksiyal b6kme testi metodları tam seramiklerin performansını değerlendirmek için uygulanmıştır (29, 104, 105, 106). 3 nokta eğme deneyi ile karşılaştırıldığında 4 nokta ve biaksiyal eğme deneyi test b6lgesindeki d6ř6k derecedeki makaslama kuvvetini belirler (104). Bu nedenle 4 nokta ve biaksiyal testlerdeki gerilim saf b6k6lmeye yakındır (104). Ayrıca biaksiyal testler kenar etkisine ve 6rnek hazırlanmasında oluşan y6zey kusurlarına 3 ve 4 nokta eğme testlerine g6re daha az duyarlıdır (104, 107) ve diğer b6kme testlerine g6re daha g6venilir sonuçlar verirler (90, 85). Tam seramik sistemlerin b6k6lme dayanıklılığını 6lmek için daha çok "6 top 6zerine piston (piston on three balls)" metodu kullanılır (37, 71, 76, 90, 98, 99, 100) (ISO 6872). Bizim alışmamızdaki dayanıklılık testi araştırması da "6 top 6zerine piston (piston on three balls)" metodu kullanılarak bu standarda uygun şekilde yapılmıştır.

Birçok eski alışma (10, 60, 71, 98, 102, 105, 164, 165) IPS Empressin direncini 97-182 MPa arasında değiştiğini bildirmiştir. Çok az bir alışma (13, 166) Empress 2 nin direncinin 387-400 MPa arasında değiştiğini bildirmişlerdir.

6 nokta eğme testinde Cattell ve ark. (165) ve Seghi ve ark. (60) sırasıyla IPS Empress'in direncini sırasıyla 117 ve 97 MPa bulmuşlardır. Diğer taraftan Lawn ve ark. (41) bir derlemede 160 MPa dan bahsetmiştir. Dong ve ark.(10) direnç değerinin 160 ve 180 MPa arasında değiştiğini bildirmiştir. Bu yazarlar presleme sonrası oluşan b6kme direncindeki artışın cam matriksteki l6sitle kristallerinin daha iyi dağılması sonucu

olduğunu belirtmişlerdir. Buna ek olarak daha sonraki ısı işlemleri ile gerçekleşen direnç artışının ise cam matriksteki l s t kristallerinin ve cam matriksin farklı termal genleşmesi ile oluşan artık streslerin neden olduğunu bulmuşlardır.

Oh ve ark. (13) preslemenin belirgin bir direnç artışına sebep olduğunu fakat ısı ile presleme ve ısı ile fırınlamanın kombine kullanımının artışa sebep olmadığını bildirmiştir. Çalışma sonunda direnç değerleri sırasıyla şöyle bulunmuştur: alınan materyal (312 MPa), ısı ile preslenen (387 MPa), tam restorasyon için gereken ısı işlemi ve ısı preslemesi (357 MPa). Bu çalışmada üç nokta eğme testi kullanarak Empress 2'nin bükme dayanıklılığını, dört nokta eğme testi kullanan araştırmacılardan daha yüksek (361 MPa) bulmuşlardır.

Dört nokta eğme testi kullanarak yapılan çalışmalarda, Bona ve arkadaşları (96), l s t içerikli Empress'in bükme dayanıklılığını 84 MPa, Empress 2' nin bükme dayanıklılığını 215 MPa bulmuşlardır. Tinschert ve arkadaşları (95) da benzer şekilde, Empress'in bükme dayanıklılığını 83 MPa, Fisher ve arkadaşları (97), Empress'in 94 MPa, Empress 2' nin ise 273 MPa bulmuşlardır.

Cattell ve arkadaşları (71) da, çalışmalarında Empress'in biaksiyal bükme testi sonuçlarını, üç top üzerine piston metodu kullanarak 133 MPa bulmuşlardır. Başka bir çalışmalarda yine aynı metodu kullanarak 120 MPa bulmuşlardır (76). Başka bir çalışmalarda ise üç nokta eğme testini kullanarak 117 MPa sonuç elde etmişlerdir (70).

Albakry ve arkadaşları , biaksiyel bükme testi ( ç top üzerine piston) yaptıkları l s t içerikli Empress (175 MPa) ve lityum disilikat içerikli Empress 2 (407 MPa) ve yine lityum disilikat içerikli E.max press (440 MPa) materyallerinin bükme dayanıklılığını karşılaştırmışlar. E.max press ve Empress 2 arasında belirgin fark görülmedi fakat Empress belirgin şekilde daha düşük bulundu. Empress ve Empress 2 materyallerinin sonuçlarının yapılan çoğu araştırmanın sonuçlarından daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bunun sebebini, araştırmalarında kullandıkları bükme testi cihazının baskı ucunun (piston), diğer aynı test uygulanan araştırmalardaki gibi 1,2-1,6 mm çapında olmayıp, 0,75 mm çapında olmasına bağlamışlardır. Baskı ucunun

azalması ile maksimum gerilme kuvvetine maruz kalan örnek alanı daha küçüktür. buda direnç değerinde iyileşmeye neden olur bir diğer olasılık ise örneğin bu alanda direnci arttıran bir çatlakın var olmasıdır (90).

E max pressin bükme direnci biaksiyal bükme testi kullanan Berge ve ark-375,7 MPa, Sorenson ve ark. 455.5 MPa bulmuşlardır (167,168). 4 nokta eğme deneyi kullanan (48 saat suda beklettikten sonra) Anusavice ve ark. ise 239 MPa bulmuşlar (169),3 nokta eğme deneyi kullanan Guazzato ve ark ise 303 MPa bulmuşlar (170).

Üretici firma verilerinde bükme direnci E.max press 400 ±40 MPa, Empress 120 MPa, Empress 2 350±50 MPa, Empress Estetic 160 MPa olarak bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da bükme dayanıklılığı sonuçları yapılmış araştırma sonuçları ve üretici firma verilerine yakın değerlerdedir (1. fırınlama: E.max press =284 MPa, Empress 2=281 MPa, Empress =162 MPa, , Empress Estetic =167 MPa) (77, 84, 88, 79).

Araştırmacılar Empress 2' nin, Empress'e göre bükme dayanıklılığının daha fazla olmasını, içeriklerindeki kristalize yapının miktarı ve özellikleriyle bağlantılı olup, bunun mekanik yapılarını değiştirdiğini bildirmişlerdir (90,13,19). Ayrıca Fisher ve arkadaşları, Empress 2' nin içindeki lityum disilikat kristalleri materyalin elastik modülünü arttırdığını; bu yapı cam matriks içinde homojen fiber benzeri kristal bağlantılar oluşturduğunu bildirmişlerdir. Yük altında oluşabilecek çatlakların ilerlemesi bu fiber benzeri yapılar tarafından engellendiğini ve bunun sonucunda bükme dayanıklılığını diğer cam içerikli tam seramik materyallere göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (97).

Bizim araştırmamızda da diğer araştırmalara benzer şekilde, tüm fırınlamalarda lityum disilikat içerikli Empress 2 (281 MPa) ve E.max Press'in (284 MPa) bükme dayanıklılığı, diğer kullandığımız lösit içerikli IPS Empress (162 MPa) ve Empress Esthetic'e (167 MPa) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek dayanıklılık sonuçları vermiştir (p<0,01).

Bunun yanında Oh ve arkadaşları, preslenmemiş tablettan kesilerek hazırlanmış tam seramik numunelerin, preslenmiş numunelere göre daha düşük bükme dayanıklılığı sonuçları verdiğini bildirmişlerdir. Bunun sebebini, pres sırasında kristalize fiber yapının daha homojen oluştuğuna bağlamışlardır (13). Dong ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada (10) IPS Empress sistemleri üzerinde ısı ile preslemenin ve/veya ısı uygulamalarının etkilerini araştırmışlar ve preslemenin bükülme dayanıklılığını belirgin bir şekilde arttırdığını bildirmişler. Albakry ve arkadaşları, yüzey bitimi için uygulanan aşındırmaların da yapı içinde mikroçatlaklara veya artık stresler oluşmasına sebep olabileceğine, pres sonrası bir kez fırınlama yapmanın hem kristalize fiber yapının daha homojen olarak oluşturulmasını, hem de yapı içindeki mikroçatlak ve stresleri yok edeceğini bildirmişlerdir (90). Bu yüzden bizim çalışmamızda da, ilk grup preslenmiş ve bir kez fırınlanmış numunelerden oluşturulmuştur.

Stannard ve arkadaşları (43), metal-seramik sistemlerde tekrarlanan fırınlamaların kırılma dayanıklılığına etkilerini araştırmışlardır ve metal-seramik sistemlerde fırınlama sayısının kırılma dayanıklılığına etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Hammad ve arkadaşları (159), metal seramik sistemlerde fırınlama ısı arttıkça metal-seramik bağlantı kuvvetinin arttığını, fırınlama sayısı arttıkça bağlantı kuvvetinin azaldığını bildirmişlerdir. Metal seramik sistemlerinin test edildiği çalışmalarda sonuçların tersine, lösit veya lityum disilikat içerikli bir çok farklı pres tam seramik materyalleri ile yapılmış çalışmalarda, seramiğin dayanıklılığının tekrarlanan fırınlamalardan istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmediği bildirilmiştir (13, 76, 122, 158). Bazı yazarlar presleme sonrası oluşan bükme direncindeki artışın cam matriksteki lösit kristallerinin daha iyi dağılması sonucu olduğunu belirtmişlerdir. Buna ek olarak daha sonraki ısı işlemleri ile gerçekleşen direnç artışının ise cam matriksteki lösit kristallerinin ve cam matriksin farklı termal genleşmesi ile oluşan artık streslerin neden olduğunu bulmuşlardır (10, 41, 60, 165).

Bizim de çalışmamızda bu araştırmalara benzer şekilde, Empress 2, E Max Press, Empress Esthetic'in tekrarlanan fırınlamalar sonrası dayanıklılığı değişmemiştir ($p > 0,05$). Sadece IPS Empress'in 3. fırınlama sonrası dayanıklılığı 5. fırınlama

sonrasındaki değere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür ($p < 0,05$). Diğer fırınlamaları arasında dayanıklılığında değişim olmamıştır ($p > 0,05$).

Dental materyallerde renk ölçümleri bazı araştırmalarda görsel olarak yapılırsa da cihaz kullanılarak yapılan ölçümlerin çok daha güvenilir olduğu bildirilmiştir (133, 136, 144, 155). Ayrıca, görsel ölçümlerin testin yapıldığı ortam koşullarına, referans alınan skalanın güvenilirliğine, ölçüm yapan kişinin psikolojik ve fizyolojik durumuna bağlı olarak hatalı sonuçlar verebileceğini bildirilmiştir (136). Bununla birlikte bazı araştırmacılar da cihazla yapılan ölçümlerde, spektrofotometre cihazının kolorimetreye üstünlüğünü bildirmişlerdir (45, 171). Tung ve ark. (133) dental araştırmalar ve klinik çalışmalarda spektrofotometrenin karmaşık, pahalı olması ve in-vivo diş rengi ölçümünün zor olması gerekçeleriyle yaygın kullanımının engellendiğini bildirmişlerdir. Ayrıca aynı çalışmada insan gözlemleri ve kolorimetre tespitlerinin karşılaştırma sonuçları yetersiz bulunmuştur. Kolorimetre cihazı tristimulus sistemine göre; sadece 3 renk sensörü ile renk ölçer. İlk ölçülen rengi baz alarak L, a, b değerleri açısından sıfır noktası kabul eder ve sonraki ölçümleri ilk ölçüme göre L, a, b değerlerinin artı veya eksi yöndeki değişimlerini verir (45, 130, 171). Spektrofotometre cihazı ise çoklu sensör sistemiyle çalışır ve daha detaylı renk ölçümü yapabilme şansı sağlar. Her bir ölçümde rengin CIELab diyagramındaki koordinatlarını yani L, a, b eksenlerindeki değerlerini verir (45, 130). Bu yüzden çalışmamızda renk ölçümü için spektrofotometre cihazı Minolta CM-2600d kullanılmıştır.

Çelik ve arkadaşlarının yaptıkları bir araştırmada tam seramik porselenlerin 2 farklı porselen venerleme renginde tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk değişimini incelemişlerdir. 1 mm kor kalınlığında zirkonya esaslı porselen DC zirkona A1 ve A3 renklerinde 4mm çapta 1mm kor kalınlığında 1 mm porseleni ayrı ayrı uygulamışlardır ($n=10$). Ve tekrarlanan fırınlama (3, 5, 7, 9) işlemine tabi tutup ve renk değişimi spektrofotometre ile ölçülmüştür. Sonuçta porselen rengi ve seramik sisteminin L, a, b değerleri fırınlama sayısından etkilenmiştir. Tekrarlanan fırınlamada porselen renginde L ve b değerleri arasında belirgin bir etkileşim görülmüş fakat a değeri için görülmemiştir. Fırınlama sayısının artması ile hem A1 hem A3 renginde L de artış

görülmüştür buda örneklerin daha açık renkli olması ile sonuçlanmıştır, a değerinde ise azalma görülmüş olup bu da daha yeşil örnekler elde edilmesi ile sonuçlanmıştır, b renginde A1 tekrarlanan fırınlamalarda değişmemiş, A3 te ise artmıştır ve sonuçta daha sarı örnekler elde edilmesine neden olmuştur. Fakat tüm bu renk değişiklikleri klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur (153).

Öztürk ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada farklı dentin seramik kalınlıklarının ve tekrarlanan fırınlamaların lityum disilikat cam seramik (E.max Pres) ve zirkonyum oksit (DC Zirkon) tam seramik sistemlerin rengine olan etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarında E. max Pres/DC zirkon dan 0,5 mm dentin kalınlığında (n=10), 1 mm dentin kalınlığında (n=10), 1,5 mm dentin kalınlığında (n=10) diskler 3.5.7.9 kere fırınlanmıştır. Spektrofotometre kullanılarak renk değişimi incelenmiş. Sonuçta L,a,b değerleri fırınlama sayısından, seramik kompozisyonundan (E. max Pres, DC zirkon) ve seramik kalınlığından etkilenmiştir. L,a,b değeri ile fırınlama sayısı-seramik kompozisyonu ve fırınlama sayısı-seramik kalınlığı arasında en belirgin etkileşim olmuştur. Fırınlama sayısı-seramik kompozisyonu seramik kalınlığı ve L ve b arasında belirgin etkileşim olmuştur, a değeri etkilenmemiştir. Seramik kalınlığı arttıkça her iki materyalde de L değerinde belirgin azalma görülmüş, E. max Press örneklerde a ve b değerlerinde belirgin artış görülmüş, DC zirkon örneklerde a değerinde artış görülmüş b de artış görülmemiştir. Sonuçta fırınlama sayısı arttıkça L,a,b renk değerlerinde belirgin değişiklikler görülmüş ve bu renk parametrelerinde algısal renk değişikliklerine neden olmuştur (157).

Uludağ ve arkadaşları, Inceram Alumina tam seramik materyalinin tekrarlanarak fırınlanmasında, fırınlama sayısı arttıkça "L" değerinin belirgin derecede azaldığını; yani materyalin renginin koyulaştığını, "a" ve "b" değerlerinin arttığını; yani materyalin renginin kırmızı ve sarı yönde değiştiğini bildirmişlerdir (172).

Fırınlama sonrası makyajdaki renk değişimi üzerinde çalışılmış, porselenin fırınlama derecesinde pigmentlerin parçalanmasından dolayı klinik olarak belirgin bir renk değişikliği olduğu bildirilmiştir (135). Daha önceki çalışmalarda porselenin

tekrarlanan fırınlama ile renginin değişmediği söylenmiştir (22, 142, 154, 155), bu yüzden ölçülen renk farkında bunun az bir etkisi olduğu kabul edilmiştir (156). Fakat O'Brien ve ark. fark edilebilir renk farkının 3. ve 6. fırınlamalar arasında olduğunu bildirmişlerdir (21).

Birçok araştırmaya göre ΔE değerlerinin 1'den küçük olması renk değişiminin görsel olarak fark edilemeyeceği, 1 ve 2 arasında olması kısmen fark edilebileceği (%50), 2 den fazla olmasının görsel olarak da fark edilebileceği anlamına gelir (135, 139, 155). Bunun yanında, bazı araştırmacılar renk değişiminin klinik olarak ağız içinde fark edilebilmesi için ΔE değerinin 1 ΔE birimden (unit) (19, 130, 136, 172), bazıları 3 ΔE birimden (138, 137), bazı araştırmacılar da 3, 7 ΔE birimden büyük olması gerektiğini savunmaktadırlar (139, 172).

Uludağ ve arkadaşları (172) çalışmalarında Inceram Alumina' nın tekrarlanan fırınlamalar sonrası ΔE renk değişimi, 3 ve 5. fırınlamalar arasında 0,59; 3 ve 7. fırınlamalar arasında 0,64; 5 ve 7. fırınlamalar arasında 0,82 birim değişme olmuştur. Yani tüm ΔE sonuçları 1 ΔE biriminden küçük olduğu için gözle fark edilebilecek bir renk değişimi olmadığını bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda ise, Empress 2' nin tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk değişimi, tüm fırınlamalar arasında 1 ΔE birimden büyük sonuçlar vermiştir. Empress 2' nin 7. ve 5. , 3. ve 7. , 1.ve 7.fırınlamaları arasındaki renk değişimi 2 ΔE birimden yüksektir.

E.max Press'sin tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk değişiminin tamamı 2 ΔE birimden düşüktür. E maxin 7 ve 3., 7 ve 1., 7 ve 5. Fırınlamalar arası renk değişimi ise 1 ΔE birimden yüksektir. Diğer renk değişimleri 1 ΔE birimden düşüktür.

IPS Empress'in tekrarlanan fırınlamalarında renk değişimi 1 ve 3. fırınlamalar arası hariç diğerleri 1 ΔE birimden yüksektir. Tüm materyallerin fırınlamaları

aşamasında en yüksek renk değişimi IPS Empress'in 1 ve 7. Fırınlamaları arasında olmuştur ($\Delta E = 4,80$).

Empress Esthetic'in tekrarlanan fırlamalarında 1 ve 3., 1 ve 5., 3 ve 5. renk değişimi 1 ΔE birimden düşük değerleri ise 1 ΔE birimden yüksek çıkmıştır.

Bazı tam seramik materyalleri, in vitro çok yüksek dayanıklılık değerlerine sahip olmalarına rağmen (60, 105), bu materyallerin dirençlerinin artırılması için katılan kristalin içeriklerinin fazlalığı yüksek opasiteye neden olur (173, 28). Albakry ve arkadaşları (90), lityum disilikat içerikli materyallerin kristalize fiber yapı sayesinde sağlamlığını arttırmasının yanında, materyalin opasitesini de arttırdığını, fırlama sayısı arttıkça bu yapıya bağlı olarak opasitenin daha da artacağını bildirmişlerdir. Ancak bununla birlikte birçok lityum disilikat içermeyen materyale göre daha az opak olduğunu bildirmişlerdir. Buna karşın, Heffeman ve arkadaşları (162) çalışmalarında 6 farklı tam seramik materyalinin (Procera Allceram, IPS Empress, IPS Empress 2, Inceram Alumina, Inceram Spinell, Inceram Zirconia), glazür fırlamasından önce ve sonraki opasite değerlerini kıyaslayıp, 1kez fazla fırlamanın opasiteye etkisini araştırmışlardır. Sonucunda, lösit içeren IPS Empress materyalinin opasitesinin istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığını, ancak lityum disilikat içeren Empress 2 materyalinin opasitesinin azalmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulmadıklarını belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda tüm materyallerde fırlama sayısı arttıkça opasite değişimi artmıştır. Lityum disilikat içerikli materyaller (E.max Press ve Empress 2) , lösit içerikli (IPS Empress ve Empress Esthetic) olanlara göre anlamlı derecede daha yüksek opasite yüzdesi göstermiştir ($p < 0,01$). Tüm fırlamalarda en yüksek opasiteyi Empress 2, en düşük opasiteyi ise Empress Esthetic göstermiştir. Empress 2 ve E.max Press, IPS Empress ve Empress Esthetic arasında ise tüm fırlamalarda opasite yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). Sadece 5.fırınlamada IPS Empress'in opasite yüzdesi Empress Esthetic'ten ileri düzeyde anlamlı derece yüksek bulunmuştur ($p:0.009$; $p < 0.01$).

Sertlik değeri deformasyona, yoğunlaşmaya, kırılmaya karşı direnci karakterize etmeye yarar. Sertlik testleri materyallerin mekanik özelliklerindeki değişiklikleri anlamak için kullanılan mekanik testlerdendir (14, 118,119,120). Elmas piramit sertlik testi olarak da bilinen Vickers mikrosertlik testi, diş hekimliğinde dental altın döküm alaşımları ve kırılğan materyallerin sertliğinin belirlenmesi için uygundur, bu yüzden diş yapısının sertliğinin ölçülmesinde de kullanılmaktadır (109). Bizim çalışmamızda da sertlik testi uygulamasında tam seramikler için en uygun test olan Vickers metodu kullanılmıştır.

Baharav ve arkadaşları (121) 1996 yılında yaptıkları bir çalışmada, glazelenmiş alumina porselen disklerinde yaptıkları mikrosertlik testlerinde, 20 saniye boyunca 1 kg kuvvet uygulamışlar ve ortalama 530-540 sertlik değeri belirlemişlerdir. Konishi ve arkadaşları (120) seramik disklere 15sn boyunca 500gr kuvvet uygulamışlar ve 531-537 HVN arasında Vickers sertlik değeri bildirmişlerdir. Schuh ve arkadaşları (118), düşük ısı seramiklerine 30sn 200 gr kuvvet uygulayarak 571-545 HVN Vickers mikrosertlik değeri bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda Vickers mikrosertlik testi 20 sn ve 1kg basınç uygulayarak gerçekleştirilmiştir.

Baharav ve arkadaşlarının 1999 da yaptıkları bir diğer çalışmada (14), feldspatik porselenin fırındaki son ısısında bekleme süresini değiştirerek (0, 30, 60, 90, 120sn) yaptıkları Vickers sertlik değeri ölçümlerinde, 0'dan 60'a kadar Vickers değerinde anlamlı derecede azalma, 69'tan 120'ye kadar ise anlamlı derecede artma bildirmişlerdir.

Wang ve arkadaşları da (117) 2007' de yaptıkları bir çalışmada biaksiyel bükme testi uyguladıkları seramik örneklerin kırık parçaları üzerinde Vickers sertlik ölçümleri yapmışlar ve 507- 451 HVN sertlik değeri bildirmişlerdir.

Schuh ve arkadaşları (118) 2005 yılında yaptıkları çalışmada, glazelenmiş ve mekanik yöntemlerle cilalanmış iki çeşit düşük ısı porseleninde bir defa fırınlayıp

Vickers sertlik testi uygulayarak incelemişlerdir ve fırınlanan seramiğin istatistiksel olarak anlamlı olmasa da, sertlik değerinin düştüğünü bildirmişlerdir.

Denry ve arkadaşları (119) 2004 yılında yaptıkları çalışmada lityum disilikat içerikli porselen örnekte 588 HVN, Konishi ve arkadaşları (120) 531-537 HVN, Schuh ve arkadaşları (118) da düşük ısı seramiklerinde 571-545 HVN gibi sertlik değerleri bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda; en yüksek mikrosertlik IPS Empress'in 1.fırınlamasında görülmüştür (629 HVK). Bu farklılık Empress 2 (554 HVK), Empress Esthetic (580 HVK) ve E.max Press'ten (550 HVK) anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.01$). En düşük mikrosertlik Empress Esthetic'in 7.fırınlamasında görülmüştür (501 HVK). Bu farklılık IPS Empress (518 HVK), Empress 2 (531 HVK) ve E.max Press'ten (539 HVK) anlamlı düzeyde düşüktür ($p:0.001$; $p<0.01$). Çalışmamızda elde ettiğimiz sertlik değerleri ise daha önce yapılan araştırmalarla uyumludur (77, 79, 84, 88, 118, 119, 120).

6. SONUÇLAR

1. Kullandığımız dört farklı tam seramik materyallerinde tüm fırınlamalarda lityum disilikat içerikli Empress 2 (281 MPa) ve E.Max Press'in (284 Mpa) bükme dayanıklılığı, diğer kullandığımız lüsit içerikli IPS Empress (162 MPa) ve Empress Esthetic'e (167 MPa) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek dayanıklılık sonuçları vermiştir ($p<0,01$). Tüm fırınlamalarda E.max Press ve Empress 2, IPS Empress ve Empress Esthetic materyalleri arasında bükme direncinde anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).
2. Empress 2, E.max Press, Empress Esthetic'in tekrarlanan fırınlamalar sonrası dayanıklılıkları değişmemiştir ($p>0,05$). Sadece IPS Empress'in 3. fırınlama sonrası dayanıklılığı 5. fırınlama sonrasındaki değere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür ($p<0,05$). Diğer fırınlamaları arasında dayanıklılığında değişim olmamıştır ($p>0,05$).
3. Tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk değişimi Empress 2' nin, tüm fırınlamaları arasında 1 ΔE birimden büyük sonuçlar vermiştir. Empress 2' nin 7. ve 5. , 3. ve 7. , 1.ve 7.fırınlamaları arasındaki renk değişimi 2 ΔE birimden yüksektir.
4. E.max Press'in tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk değişiminin tamamı 2 ΔE birimden düşüktür. E max'in 7 ve 3. , 7 ve 1. , 7 ve 5. fırınlamalar arası renk değişimi ise 1 ΔE birimden yüksektir. Diğer renk değişimleri 1 ΔE birimden düşüktür.
5. IPS Empress'in tekrarlanan fırınlamalarında renk değişimi 1 ve 3. fırınlamalar arası hariç diğerleri 1 ΔE birimden yüksektir. Tüm materyallerin fırınlamaları aşamasında en yüksek renk değişimi IPS Empress'in 1 ve 7. Fırınlamaları arasında olmuştur ($\Delta E= 4,80$).

6. Empress Esthetic'in tekrarlanan fırınlamalarında 1 ve 3. , 1 ve 5. , 3 ve 5. renk değişimi 1 ΔE birimden düşük değerleri ise 1 ΔE birimden yüksek çıkmıştır.
7. Bütün materyaller tüm fırınlamalarda opasite yüzdesinde artış göstermiştir. Tüm fırınlamalarda lityum disilikat içerikli materyaller (E.max Press ve Empress 2) , lösit içerikli (IPS Empress ve Empress Esthetic) olanlara göre anlamlı derecede daha yüksek opasite yüzdesi göstermiştir ($p<0,01$). Empress 2 ve E.max press, IPS Empress ve Empress Esthetic arasında ise tüm fırınlamalarda opasite yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Sadece 5. fırınlamada IPS Empress'in opasite yüzdesi Empress Esthetic'ten ileri düzeyde anlamlı olarak yüksektir ($p:0.009$; $p<0.01$).
8. Seramik materyalleri arasında en yüksek mikrosertlik IPS Empress'in 1.fırınlamasında görülmüştür (629 HVK). Bu farklılık Empress 2 (554 HVK), Empress Esthetic (580 HVK) ve E.max Press'ten (550 HVK) anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.01$). En düşük mikrosertlik Empress Esthetic'in 7.fırınlamasında görülmüştür (501 HVK). Bu farklılık IPS Empress (518 HVK), Empress 2 (531 HVK) ve E.max Press'ten (539 HVK) anlamlı düzeyde düşüktür ($p:0.001$; $p<0.01$).

7.KAYNAKLAR

1. Mc Lean J.W. Perspectives On Dental Ceramics. In: Dental Ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Dental Ceramics. Chicago: Quintessence, 1984.
2. Belli S., Tanrıverdi F.F., Belli E.: Colour stability of three esthetic laminate materials against to different staining agents. J. Marmara Univ. Dental Faculty, 2: 643-648, 1997.
3. Kuwata, M. Coordination of opaque color. Quint. Dent. Technol. , 1: 39-42, 1981.
4. Mair L.H., Stolarski T.A., Vowles R.W., Lloyd C.H.: Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. J. Dent., 24: 141-148, 1996.
5. McLean, J.W.: The Science and Art of Dental Ceramics. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 1980.
6. Nassar U., Meyer A.E., Ogle R.E., Baier RE.: The effect of restorative and prosthetic materials on dental plaque. Periodont. 8: 114-124, 1995.
7. Phillips RW. Skinner's Science of dental materials. 9th ed., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1991.
8. Hooshmand T., Parvizi S., Keshvad A. Effect of Surface Acid Etching on the Biaxial Flexural Strength of Two Hot-Pressed Glass Ceramics. J. Prosthodont, 17(5): 415-9, 2008.
9. O' Brien W.J. Dental Materials and Their Selection. 3rd ed., Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, 2002.
10. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. Int J Prosthodont 5: 9-16, 1992
11. Mackert JR, Russell CM. Leucite crystallization during processing of a heat-pressed dental ceramic. Int J Prosthodont 9:261-65, 1996.
12. Claus, H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. Int. J. Prosthodont. , 2: 376-384,1989
13. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPSEmpress 2 glass-ceramic after different treatments. Int J Prosthodont 13: 468-72, 2000.
14. Baharav H., Laufer B., Pilo R., Cardash H.S.: Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. J. Prosthet. Dent., 81: 515-519, 1999.

15. Fisher H, Hemelik M, Telle R, Marx R. Influence of annealing temperature on the strength of dental glass ceramic materials. *Dent Mater.* 21:671–677, 2005.
16. Denry IL, Holloway JA. Effect of post-processing heat treatment on the fracture strength of a heat-pressed dental ceramic. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 68: 174–179, 2004.
17. Barghi N. , Pedrero J.A.F. , Bosch R.B.: Effects of batch variation on shade of dental porcelain. *J. Prosthet. Dent.* , 54: 625-627, 1985.
18. Judd DB, Wyszecki G. *Color in business, science and industry.* 3rd ed. New York: John Wiley & Sons. , p. 105-22, 1975.
19. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent.* , 56: 35-40, 1986.
20. Hammad IA, Stein RS. A qualitative study for the bond and colour of ceramometals Part II. *J Prosthet Dent.* , 65: 169-79, 1991.
21. O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL. Sources of colour variation on firing ceramic. *Dent Mater.* , 7: 170-3, 1991.
22. Jorgenson MW, Goodkind RJ. Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of colour, porcelain thickness, and repeated firings. *J Prosthet Dent.* , 42:96-105, 1979.
23. Barghi N, Richardson JT. A study of various factors influencing shade of bonded porcelain. *J Prosthet Dent.* , 39: 282-4, 1978.
24. AKIN, E. : *Dişhekimliğinde Porselen*, 3.Baskı, İ. Ü. Diş Hek.Fak.Yayınları, İstanbul, 1999.
25. Anusavice K.J. : Recent developments İn restorative dental ceramics. *J. Am. Dent. Assoc.*, 124: 72-84, 1993.
26. Hondrum S.O. A review of the strenght properties of dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, 67: 859-865, 1992.
27. Jones D.W.: Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent. Clin. North. Am.*, 9: 621-644, 1985.
28. Kelly JR, Nishimura I and Campbell SD *Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective*, *J Prosthet Dent*, 75, 18-30, 1996.

29. Anusavice K.J. Phillip's Science of Dental Materials. (11th ed.) W.B. Saunders Company, Philadelphia, 2003.
30. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques, Quintessence Pub Co, Inc, Tokyo, 1994.
31. Akın E. Dis Hekimliğinde Porselen. inley- jaket kuron, metal- porselen kuron ve köprüler, ss 11-30, İstanbul, 1983.
32. Tylman S.D.: Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics. 6th ed., C.V. Mosby Co., Saint Louis, 1970.
33. Shillingburg RT.,: Fundamentals of fixed prosthodontics, 3rd ed., Quintessence Publishing Co. Inc., 1997.
34. Wall JG and Cipra DL *Alternative crown systems*, Dent Clin North Am, 36, 765-782, 1992.
35. McLean J.W., Odont D.: Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J. Prosthet. Dent., 85: 61-66, 2001.
36. Mulla F.A., Weiner S.: Effects of temperature on color stability of porcelain stains. J. Prosthet. Dent., 65: 507-512, 1991.
37. Guazzato M., Albakry M., Swain M.V. Ironside J.: Mechanical properties of in-ceram alumina and in-ceram zirconia. Int. J. Prosthodont. , 15: 339-346, 2002.
38. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials , 20:1-25, 1999.
39. Pelletier L.B., Giordano R.A Campbell S.D., Pober R.L.: Dimensional and compositional analysis of in-ceram alumina and die material. J. Dent. Res. 71, s. 253, Abst.: 1180, 1992.
40. Chai J., Takahashi Y., Sulaiman F., Chong K., Lautenschlager E.P.: Probability of fracture of all-ceramic crowns. Int. J. Prosthodont., 13: 420-424, 2000.

41. Lawn B.R., Deng Y., Thompson V.P.: Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: A review. *J. Prosthet. Dent.*, 86: 495-510, 2001.
42. Lenz J., Thies M., Wollwage P., Schweizerhof K.: A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain. *Dent. Mater.*, 18: 558-560, 2002.
43. Stannard J.K., Marks I., Kanchanatawewat K.: Effect of multiple firing on the bond strength of selected matched porcelain-fused-to-metal combinations. *J. Prosthet. Dent.*, 63: 627-629, 1990.
44. Dickinson A.J.G., Moore B.K., Haris R.K., Dykema R.W.: A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.*, 61: 297-304, 1989.
45. Craig R.G., Powers J.M. *Restorative dental materials*. 11th ed. St. Louis: Mosby. , p. 78-79, 2001 .
46. Erçoban E. İki farklı kor yapım tekniğine sahip In-Ceram ve IPS Empress tam porselen sistemlerinin farklı dentin kalınlıkları ve farklı fırınlama sayılarına gösterdikleri renk değişikliklerinin incelenmesi. Ankara Üniversitesi, Doktora tezi, Ankara, 1998.
47. Messer P.P., Piddock W., Lloyd C.H. The strength of dental ceramics. *J. Dent. Res.* 19: 51-55, 1991.
48. McLaren E. How is zirconia different and how does it compare to traditional allceramics?, *Synergy in Dentistry*, 3, 4-22, 2005.
49. Tinschert J, Natt G, Maustsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study, *Int J Prosthodont*, 14, 231-238, 2001.
50. Derand P, Derand T Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics, *Int J Prosthodont*, 13, 131-135,2001.
51. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics, *Dent Mater*, 20, 449-456,2004.
52. Sorensen JA. The Lava All-Ceramic System: CAD/CAM Zirconia Prosthodontics for the 21st Century, *Synergy in Dentistry*, 2, 1-12, 2003.

53. Sundh G, Sjögren A Comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness shapes and veneer ceramics, *J Oral Rehabil*, 31, 682-688, 2004.
54. Lang S.A., Starr C.B. Castable glass ceramics for veneer restorations. *J. Prosthet. Dent.*, 67:590-594, 1992.
55. Grossman DG. Cast glass ceramics. *Dent Clin North Am*, 29:725-739, 1985.
56. UBASSY, G. Shape and Color. The Key to Successful Ceramic Restorations. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc., Chapter 16, 1992
57. Rosenblum M.A., Schulma A. A review of all ceramic restorations. *J. Am. Dent. Assoc.*, 128: 297-307, 1997.
58. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II, *G Ü Dishek Fak Derg*, 22, 49-60, 2005.
59. Sjögren G., Lanrto R., Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J. Prasthet. Dent.*, 81: 277-284, 1999.
60. Seghi RR., Denry LL., Rosenstiel S.F. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics *J. Prosthet. Dent.*, 74: 145-150, 1995.
61. Kelly J.R., Campbell S.D., Bowen H.K. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, 62: 536-541, 1989.
62. Kelly J.R., Tesk J.A., Sorensen J.A. Failure of all-ceramic fixed partial dentures In vitro and in vivo: Analysis and modeling. *J. Dent. Res.* 74: 1253- 1258, 1995.
63. Whitters C.J., Strang R., Brown D., Clarke R.L., Curtis R.V., Hatton P.v., Ireland A.J., Lloyd C.H., McCable J.F., Nicholson J.W., Scrimgeour S.N., Setcos P.V., Sherriff M., Noort R., Watts D.C., Wood D. Dental materials: 1997 literature review. *J. Dent.*, 27: 401-435, 1999.
64. Mackert J.R., Evans A.L. , Quantative X-Ray Diffraction Determination of Leucite Thermal instabililty in Dental Porcelain *J Am Ceram Soc* 74, pp.450-453, 1991.
65. Kleverlaan J. , Hang Wang. Thermal Behavior of Dental Ceramics. *Biomaterials* 25. 2447-2453, 2004.
66. Anusavıce K. J. , Zhang N. Z. Chemical Durability of Dicor and Lithia-Based Glass-Ceramics., *Dent. Mater.*, 13: 13-19, 1997.

67. Mackert JR., Rueggeberg F.A, Lockwood P.E. Isothermal Anneal Effect on Microcrack Density around Leucite Particles in Dental Porcelain., *J Dent Rest* 73(6):1221-1227, 1994.
68. Hankinson J.A, Cappetta E.G. Five Years Clinical Experience with a Leucite Reinforced Porcelain System . *International Journal of Periodonics and Restorative Dentistry*, 14, 138, 1994.
69. Dijken J.W.V. All-ceramic restoration: Classification and clinical evaluation, *Compend Contin Educ*, 20 (12), 1115-1126, 1999.
70. Cattell MJ. , Clarke R.L., Lynch E.J. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics - Part I. *J. Dent.*, 25: 399-407, 1997.
71. Cattell M.J. , Clarke R.L., Lynch E.J. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics - Part II. *J. Dent.*, 25: 409-414, 1997.
72. Pröbster L . Compressive strength of two modern all-ceramic crowns, *Int J Prosthodont*, 5, 409-414, 1992.
73. Seghi R.R. , Denry I. , Brajevic F. Effect of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics, *Int J Prosthodont*, 5(4), 309-314, 1992.
74. Myers M. L. , Ergle J. W. , Fairhurst C.W. , Ringle DR. Fatigue failure parameters of IPS Empress porcelain, *Int J Prosthodont*, 5, 409-414, 1994.
75. Garber DA and Goldstein R.E. Cast ceramic-systems and other alternatives, *Quint Pub Inc Co, Illinois*, 104-115, 1995.
76. Cattell M.J., Chadwick T.C., Knowles J.C., Clarke R.L., Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent. Mater.*, 17: 21-33, 2001.
77. Ivoclar Scientific Document: IPS-Empress, Research and Development. Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein, 1997.
78. Sorensen J.A., Cruz M., Mito W.T., Raffener O., Foser RP.: The Empress 2 system for conservative all-ceramic bridges. *J. MultidiscipL. Collab. Prosthodont.*, 1: 22-38, 1999.
79. Ivoclar Scientific Document: Empress Esthetic, Research and Development, Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein, 2004

80. Ceramco document: Finesse All-Ceramic Quick Start Instructions. Ceramco Headquarters Inc., NJ., 1998.
81. Degussa dental document: Cergo, Description and Instructions for use. Degussa Dental GmbH, Hanau, 2000.
82. Wegold document. Presskeramik Evopress. Wegold Edelmetalle, Wendelstein, 1999.
83. Frank M., Schweiger M., Rheinberger V., Holand W. , High-strength translucent sintered glass-ceramic for dental restorations. 6th International Otto Schott Colloquium, Jena, Germany, 1998.
84. Ivoclar Scientific Document: IPS-Empress 2, Research and Development. Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein, 1997.
85. Schweiger M., Holand W., Frank M., Drescher H., Rheinberger V.: IPS Empress 2: A new pressable high-glass ceramic for esthetic all-ceramic restoration. *Quin. Dent. Technol.* , 143-151, 1999.
86. Sorensen J.A. , The IPS Empress 2 system: Defining the possibilities. *Quin. Dent. Technol.*, 153-163, 1999.
87. Stappert CF, Stathopoulou N, Gerds T, Strub JR. Survival rate and fracture strength of maxillary incisors, restored with different kinds of full veneers. *J Oral Rehabil*;32: 266-72, 2005 .
88. Ivoclar Scientific Document: E.max pres, Research and Development. Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein,2005.
89. Oyar P. Farklı dis preparasyonlarının, metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, Doktora tezi, A Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara. ,2002.
90. Albakry M., Guazzato M., Swain M.V. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J. Prosthet. Dent.*, 89: 374-380, 2003.

91. John F.McCabe Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi 7.baskı İstanbul Üniv. Diş Hek Fak. Yayınları 1999.
92. Levy H.: Vita dökümanı: Working with the In-ceram porcelain systems. Prostheses Dentaire, No: 44-45, 1990.
93. Luo X.P., Tian J.M., Zhang Y.L., Wang L.: Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. Dent. Mater., 18: 216-220,2002.
94. Seghi R.R., Sorenson J.A., Relative flexural strength of six ceramic materials. Int. J. Prosthodont., 8: 239-246, 1995.
95. Tinschert J., Zvez D., Marx R., Anusavice K.J. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia- based ceramics. J. Dent., 28:529-535,2000.
96. Bona A.D., Anusavice K.J., Dehoff P.H. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. Dent. Mater., 19: 662-669,2003.
97. Fisher H., Dautzenberg G., Marx R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. Dent. Mater., 17: 289-295, 2001.
98. Gorman C.M., McDevitt W.E., Hill R.G. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. Dent. Mater., 16: 389-395,2000.
99. Thompson J.Y., Anusavice KJ., Naman A., Morris RF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. J. Dent. Res., 73: 1824-1832, 1994.
100. Ohyama T., Yoshinari M., Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. Int. J. Prosthodont., 12: 28-37, 1999.
101. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. Dent Mater., 21: 454-63, 2005.
102. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. Dent Mater,16: 226-33, 2000.
103. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia core materials. Int J Prosthodont. , 15: 183-8, 2002.
104. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. Int J Prosthodont, 12: 534-41, 1999.

105. Wagner W.C., Chu T.M.: Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, 76: 140- 144, 1996.
106. Itinoche KM, Ozcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics *Dent Mater.*, 22:1029-34, 2006.
107. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on the failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res.* , 69: 1791-9, 1990.
108. Çalikkocaoğlu S. Bölümlü Protezler, Kudret Matbaası, İstanbul, 1981
109. Rawls K.J. Mechanical properties of dental materials In: Phillips' Science Of Dental Materials 11th Ed. Ed: Anusavice, K.J. St. Louis: W.B. Saunders, p. : 69-143, 2003.
110. Poskus L.T., Placido E., Cardoso P.E.C. Influence of the placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent.Mater.*, **20**: 726-732, 2004.
111. Mahoney E., Holt A., Swain M., Kilpatrick N. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-microindentation study. *J. Dent.*, 28: 589-594, 2000.
112. Seymen F., Gülhan, A. Arka grup dişlerde kullanılan çeşitli dolgu materyallerinin yüzey sertliklerinin incelenmesi. *İ. Ü. Dis Hek. Fak. Derg.*, 30: 145-52, 1996.
113. Van Noort, R.. Introduction to dental materials 2nd Ed. London, England: Mosby Int. Pub. Ltd., p.: 96-123, 2002.
114. Wassel R.W., Mc Cabe J.F., Walls A.W.G.. Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent. Mater.*, 8: 28-223, 1992.
115. Dietschi D., Marret N., Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite microhardness in different curing conditions. *Dent. Mater.*, 19: 493-500, 2003.
116. Schulze K.A., Marshall S.J., Gansky S.A., Marshall, G.W. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent. Mater.*, **19**:612-619, 2003.
117. Wang H., Isgro G., Pallav P., Feilzer A.J. Fracture toughness determination of two dental porcelains with the indentation strength in bending method. *Dent. Mater.*, 23(6):755-759, 2007.

- 118.Schuh C., Kinast E.J.,Mezzomo E., Kapczinski M.P. Effect of glazed and polished surface finishes on the friction coefficient of two low-fusing ceramics. *J. Prosthet. Dent.* 93: 245-252, 2005.
- 119.Denry LL., Holloway J.A. Elastic constants, Vickers hardness, and Fracture toughness of fluorrichterite-based glass-ceramic. *Dental Materials.*, 20: 213- 219,2004.
- 120.Konishi J., Watari F., Kawamoto C., Sano H. Effect of sphered particles on the firing contraction of porcelain inlay processed by cold isostatic pressing. *J. Biomed. Mater. Res. Part B: Appl Biomater* 66B: 553-558,2003.
- 121.Baharav H, Laufer BZ, Mizrachi A, Cardash HS. Effect of cooling rates on fracture toughness and microhardness of a glazed alumina reinforced porcelain. *J Prosthet Dent.*, 76:19-23, 1996
- 122.Üçtaşlı S., Wilson H.J.: Influence of layer and stain firing on the fracture strength of heat-pressed ceramics. *J. Oral Rehabil.*, 23: 170-174, 1996.
- 123.Chung K-H. , Liao J-H, Duh J-G, Chan D. C-The effects of repeated heat-pressing on properties of pressable glass-ceramics *J.of Oral Rehabil* 2008. Epub ahead of print.
- 124.Hooshmand T., Parvizi S., Keshvad A. Effect of Surface Acid Etching on the Biaxial Flexural Strength of Two Hot-Pressed Glass Ceramics *J.Prostodont.* 17(5):415-9, 2008.
- 125.Yilmaz Handan, Aydin Cemal, Gul Basak E, Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics *J Prosthet Dent*, 98: 120-128, 2007.
- 126.Shareef MY, Van Noort R, Messer PF. The effect of microstructural features on the biaxial flexural strength of leucite reinforced glass-ceramics. *J Mater Sci Mater Med* 5:113-18, 1994.
- 127.Ferracane J.L.: *Materials in dentistry (Principles and Applications)* . 2nd ed., A Wolters Kluwer Co., Philadelphia, 2001.
- 128.Ulusoy M., Toksavul S.: *Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar.*, *Ege Dişhek. Fak. Der.*, 13: 29-36, 1992.
- 129.Paravina, R. D., Powers, J. M. *Esthetic Color Training in Dentistry*, First ed.Elsevier- Mosby, China, 2004

130. Minolta Document: Precise Color Communication: The essentials of imaging. Minolta Co. Ltd., Osaka-Japan, 1998.
131. Fondriest, J. Shade matching in restorative dentistry: The science and Strategies. *Int. J. of Periodon. and Rest. Dent.* , 23 (5), 467-479, 2003.
132. Sproull R.C. Color matching in dentistry. Part 1. The three-dimensional nature of color. *J. Prosthet. Dent.*, 86: 453-457, 2001.
133. Tung, F. F., Goldstein, G. R., Jang, S., Hittelman, E. The repeatability of an Intraoral Dental Colorimeter. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **88(6)**, 585-590, 2002.
134. Hasegawa A., Ikeda I., Kawaguchi S.: Color and translucency of in vivo natural central Incisors. *J. Prosthet. Dent.*, 83: 418-423, 2000.
135. Crispin RJ., Hewlett E., Seghi R.: Relative color stability of ceramic stains subjected to glazing temperatures. *J. Prosthet. Dent.*, 66: 20-23, 1991.
136. Wee A.G., Monaghan P., Johnston W.M.: Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J. Prosthet. Dent.*, 87: 657-666, 2002.
137. Zhang F., Heydecke G., Razzoog M.E.: Double-layer porcelain veneers: Effect of layering on resulting veneer color. *J. Prosthet. Dent.*, 84: 425-431, 2000.
138. Douglas RD., Przybylska M.: Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J. Prosthet. Dent.*, 82: 143-149, 1999.
139. Johnston W.M., Kao KC.: Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J. Dent. Res.*, 68: 819-822, 1989.
140. Watts, A., Addy, M. Tooth discolouration and staining: A review of the literature. *British Dental Journal*, **190**, 309- 316, 2001.
141. Fisher J.: Esthetics and prosthetics, an interdisciplinary consideration of the state of the art. Quintessence Publishing Co., Berlin, 1999.
142. Barghi N., Goldberg J.: Porcelain shade stability after repeated firings. *J. Prosthet. Dent.*, 37: 173-175, 1977.
143. Mayekar, S. M. Shades of a color: Illusion or reality? *Dental Clinics of North America*, 45 (1), 155- 172, 2001.

- 144.Okubo S.R., Kanawati A., Richards M.W., Childress S.: Evaluation of visual and instrument shade matching. *J. Prosthet. Dent.*, 80: 642-648, 1998.
- 145.Knispel, G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence International*, 22 (7), 525- 531,1991.
- 146.Powers, J. M., Sakaguchi, R. L. *Craig's Restorative Dental Materials*, Twelfth ed., Mosby, USA, 2006.
- 147.Hindle, J. P., Harrison, A. Tooth color analysis by a new optoelectronic system. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 8 (2), 57- 61, 2000.
- 148.Paul, S., Peter, A., Pietroban, N., Hammerle, C. H. F. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*, 81, 578- 582, 2002.
- 149.Ishikawa- Nagai, S., Ishibashi, K., Tsuruta, O., Weber, H. P. Reproducibility of tooth color radiation using a computer color- matching technique applied to ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93 (2), 129- 137, 2005.
- 150.Cal, E., Güneri, P., Köse, T. Comparison of digital and spectrophotometric measurements of color shade guides. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33, 221-228, 2006.
- 151.Dancy, W. M. K., Yaman, P., Dennison, J. B., O'Brien, W. J., Razzoog, M. E. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15, 114- 122, 2003.
- 152.Chen Ya-Ming , Smales Roger J. , Yip Kevin H.-K. , Sung Wei-Jia Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater.* Nov;24(11):1506-11, 2008.
- 153.Celik Gozde, Uludag Bulent, Usumez Aslihan Sahin Volkan, Ozturk Ozge, Goktug Gurkan The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades *J Prosthet Dent* 99: 203-208, 2008.
- 154.Barghi N. Color and glaze: effects of repeated firings. *J Prosthet Dent* 47: 393-5, 1982.
- 155.Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res*, 68: 1760-4, 1989.
- 156.Lund, P.S., Piotrowski T.J. Color changes of porcelain surface colorants resulting from firing. *Int. J. Prosthodont.*, 5: 22-27, 1992.

- 157.Ozturk O. , Uludag B. ,Usumez A. , Sahin V. ,Celik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems J Prosthet Dent 100:99-106, 2008.
- 158.Chu F.C.S., Frankel N., Smales RJ.: Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed in-ceram vitadur alpha porcelain laminates. Int. J. Prosthodont., 13: 66-71,2000.
- 159.Hammad LA., Stein R.S.: A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part 1. J. Prosthet. Dent., 63: 643-653, 1990.
- 160.Cho MS, Lee YK, Lim BS, Lim YJ. Changes in optical properties of enamel porcelain after repeated external staining J Prosthet Dent. Jun;95(6):437-43, 2006.
- 161.Heffeman M.J., Aquilino S.A., Diaz-Amold A.M., Haselton D.R., Stanford C.M., Vargas M.A.: Relative translucency of six all-ceramic systems. Part i: Core materials. J. Prosthet. Dent., 88: 4-9,2002.
- 162.Heffeman M.J., Aquilino S.A., Diaz-Arnold A.M., Haselton D.R., Stanford C.M., Vargas M.A. Relative translucency of six allceramic systems. Part II: Core and veneer materials. J. Prosthet. Dent., 88: 10-15,2002.
- 163.Albakry M., Guazzato M., Swain M.V. Biaxial Flexural Strength and Microstructure Changes of Two Recycled Pressable Glass Ceramics. J.Prosthodont., 13:141-149,2004.
- 164.Cattell MJ., Knowles J.C., Clarke R.L., Lynch E.: The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. J. Dent., 27: 183-196, 1999.
- 165.Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramic—Part II. J Dent. , 25:399-407, 1997.
- 166.Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics. J of Biomed Mater Res 2000;53:297-303.
- 167.Berge HX, Sorensen JA, Edelhoff D. Split energy factor theory in fracture analysis of dental ceramics. JDR 80: 57, 2001.
- 168.Sorensen JA, Berge HX, Edelhoff D. Effect of storage media and fatigue loading on ceramic strength. JDR 79: 217, 2000.

169. Anusavice KJ, Della B, A. , Mecholsky J.J. Fracture behavior of Leucite- and Lithia- Disilicate-based hot-pressed ceramics. *JDR* 80: 544, 2001.
170. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M.V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glassinfiltrated ceramics. *Dental Materials* 20: 441-448, 2004.
171. Seghi RR.: Effects of instrument measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelain, *J. Dent. Res.*, 69: 1180-1183, 1990.
172. Uludag Bulent, Usumez Aslihan, Sahin Volkan, Eser Kursat, Ercoban Ertugrul The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: An in vitro study *J Prosthet Dent.* 97:25-31, 2007.
173. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 17:779-82, 784-6, 1996.

ÖZGEÇMİŞ

15. Nisan 1978’ de Gaziantep’te doğdu. 1996 yılında Gaziantep Anadolu Lisesi’nden mezun oldu. 1997 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ne girdi ve 2003 senesinde mezun oldu. 2004 yılında Yeditepe Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora başladı. 2006 yılında Yrd. Doç. Dr. Sertaç Peker ile evlendi.