

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABLİM DALI

TEKRARLANAN FIRINLAMALARIN PORSELEN RENK DEĞİŞİKLİĞİ
ÜZERİNE OLAN ETKİSİ

Dt. Fatma PEHLİVANLAR

UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır

ANKARA
2017

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABLİM DALI

TEKRARLANAN FIRINLAMALARIN PORSELEN RENK DEĐİŐKLIĐİ
ÜZERİNE OLAN ETKİSİ

Dt. Fatma PEHLİVANLAR

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU

ANKARA

2017

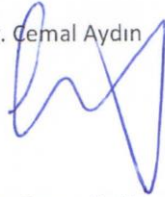
ONAY SAYFASI

30/11/2017

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Fatma Pehlivanlar'ın 30.11.2017 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Tekrarlanan Fırınlamaların Porselen Renk Değişikliği Üzerine Olan Etkisi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

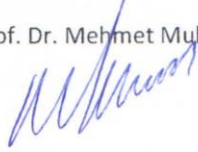
Jüri Başkanı : Prof. Dr. Cemal Aydın




Tez Danışmanı : Prof. Dr. Canan Hekimoğlu



Üye : Prof. Dr. Mehmet Muhtaroğulları



ONAY: Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Osman Taha KÖSEOĞLU
Dekan Vekili

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

o Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenikle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

x Tezimin/Raporumun 30.11.2019 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

o Tezimin/Raporumun.....tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

30 /11/2017

(İmza)

Dt. Fatma PEHLIVANLAR

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. Fatma PEHLİVANLAR



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her daim tecrübesi ve desteğini hissettiğim, tezimin her aşamasında bıkmadan yorulmadan katkılarını benden esirgemeyen sevgili danışman hocam Sayın Prof. Dr. Canan Hekimoğlu'na,

Eğitim sürecimde daima bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, her zaman güler yüz ve hoşgörü ile yaklaşan; Sayın Prof. Dr. Şenay Canay, Sayın Prof. Dr. Filiz Keyf, Sayın Prof. Dr. Mehmet Muhtaroğulları, Sayın Doç. Dr. Barış Güncü ve Sayın Doç. Dr. Güliz Aktaş olmak üzere tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi değerli hocalarıma,

Tez jürimde olarak beni onurlandıran ve yanımda olan Sayın Prof. Dr. Cemal Aydın ve Sayın Prof. Dr. Mehmet Muhtaroğulları'na,

Böyle bir ortamda bir araya gelmiş olmamızın en büyük şanslarımdan biri olduğuna inandığım, koşulsuz sevgi ve desteklerini daima hissettiğim çok kıymetli dostlarım Aybike Şahlanan, Ahmet Şanver, Tuğçe Şanver, Büşra Şenöz, Yunus Emre Özden, Didem Karabekmez, Merve Köseoğlu Şahin, Burak Ağar, Merva Parlak, Nihan Cevlek, Çağatay Öztürk, Recep Türken, ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Nerede olursam olayım ellerini daima ellerimde hissettiğim, canım kardeşlerim Mehtap Pehlivanlar Küçük, Sebahat Pehlivanlar, Ayşegül Pehlivanlar, Ezgi Pehlivanlar, Ahmet Oğuzhan Küçük'e

Attığım her adımda bana koşulsuz destek olan, bu hayattaki yol göstericim, canım annem Emire Pehlivanlar ve sevgili babam Recep Pehlivanlar'a sonsuz teşekkür ederim.

ÖZET

Pehlivanlar, F., Tekrarlanan fırınlamaların porselen renk değişikliği üzerine olan etkisi. Hacettepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Programı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2017. Metal destekli porselen restorasyonlar hala yaygın olarak kullanılmaktadır. Çünkü porselenin estetik özellikleri ile döküm restorasyonların uyum ve dayanıklılığını beraber içerirler. Diş hekimliğinde hazırlanan restorasyonlarla doğal dişler arasında renk uyumu yakalamak oldukça güçtür. Metal destekli porselen restorasyonların üretim aşamaları sırasında porselen tekrarlanan fırınlamalara maruz kalabilir. Yapılan ek fırınlamalar renk uyumsuzluğu gibi estetik sorunlara yol açabilir. Bu nedenle tekrarlanan fırınlamaların porselen rengi üzerindeki etkisi hekimler için hala bir endişe kaynağıdır. Bu çalışmanın amacı, tekrarlanan fırınlamalara tabi tutulan farklı kalınlık ve farklı markalardaki metal destekli porselen restorasyonların renk değişikliğini spektrofotometrik analizlerle karşılaştırmaktır. Bu amaçla Ni-Cr kıymetsiz metal alaşımından 120 adet altyapı örneği hazırlanmıştır. Bu örnekler, seçilen dental porselen markalarına göre ve her grupta 30 örnek olmak üzere dört gruba ayrılmıştır. Her grup, ise kendi içinde uygulanacak olan porselen kalınlığına göre (0,5mm; 1mm ve 1,5mm) onar örnekten oluşan üç gruba ayrılmıştır. Örnekler başlangıç fırınlama ile beraber toplam dokuz kez fırınlama işlemine tabi tutulmuştur. Her örnek için başlangıç, 3., 5., 7., 9. fırınlama işlemlerinden sonra spektrofotometre cihazı ile renk ölçümü yapılmış ve L, a ve b değerleri belirlenmiştir. CIE Lab renk sistemine göre ΔE değeri hesaplanmıştır. İstatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 23.0 paket programı kullanılmıştır. Sonuç olarak porselen kalınlığı ve fırınlama sayısı arttıkça L değerinde azalmalar görülmüştür. En yüksek ortalama L değeri Vita markasında elde edilmiştir. En düşük ortalama L değeri ise Noritake markasında saptanmıştır. Fırınlama sayısı arttıkça a ve b değerinde azalmalar görülmüştür. En yüksek ortalama a değeri, Vita markasına ait iken en düşük ortalama a değeri de IPS Classic markasına aittir. En yüksek ortalama b değeri Noritake markasında elde edilirken en düşük ortalama b değeri, Ceramco markasında elde edilmiştir. Ortalama ΔE değeri 1mm kalınlıktaki örneklerde, 0,5 ve 1,5 mm kalınlıktaki örneklere göre daha düşük bulunmuştur. Bu durum istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Metal destekli porselen restorasyonlarda fırınlama sayısı arttıkça renk değişim miktarını gösteren ΔE değeri artmaktadır. En düşük ortalama ΔE değeri IPS Classic te elde edilirken, en yüksek ortalama değer Noritake markasında elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Metal destekli porselen sistemler, tekrarlanan fırınlama, renk stabilitesi

ABSTRACT

Pehlivanlar, F., The effect of repeated firing, on colour alterations of porcelain. Hacettepe University, Prosthodontics Program Specialization Thesis, Ankara, 2017.

Metal reinforced porcelain restorations are still widely used. Because they have both; esthetic features of porcelains with endurance and compatibility of moulding restorations, together. It is rather hard to restore colour matching with natural teeth, in dentistry. During the production stages of metal-reinforced porcelain restorations, the porcelain may be exposed to repeated firings. Additional firing processes may cause esthetic problems like colour mismatch. Therefore, the effects of repeated firing on colour of porcelains, are still a source of concern for physicians. The aim of this study is to compare the effect on colour alterations; by metal reinforced porcelain restorations, in various trademarks and different diameters by using spectrophotometric analysis. With this design, 120 pieces of infrastructural samples have been prepared from base alloys of Ni-Cr. These samples were divided into four groups of 30 samples in each group per dental porcelain brands selected. Each group was divided into three groups of 10 samples according to the porcelain thickness (0,5mm; 1mm and 1,5mm) to be applied in themselves. Samples were subjected to a firing process a total of nine times with start firing. For each sample, the color was measured by the spectrophotometer after the initial, 3rd, 5th, 7th, and 9th firing operations and L, a and b values were determined. The ΔE value was calculated according to the CIE Lab color system., IBM SPSS Statistics 23.0 package program was used For statistical analysis As a result, as the thickness of the porcelain and the number of firing increases, the "L" value decreases. The highest average "L" value was obtained on the Vita brand. The lowest average "L" value was determined on the Noritake brand. As the number of firing increases, "a" and "b" values are shown to be decreased. The highest average "a" value belongs to the Vita brand, while the lowest average "a" value belongs to the IPS Classic brand. While the highest average "b" value was obtained on the Noritake brand, the lowest average "b" value was obtained on the Ceramco brand. The mean ΔE value was found to be statistically significantly lower in 1 mm thickness specimens than in 0.5 and 1.5 mm thickness specimens. As the number of firing increases, the value of ΔE , which indicates the amount of color change, is increasing in metal-reinforced porcelain restorations. While the lowest average " ΔE " value is obtained on the IPS Classic brand, the highest average value is obtained on the Noritake brand.

Keywords: Metal-reinforced porcelain systems, repeated firing, color stability

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xiv
GRAFİKLER	xvi
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramiklerin Tarihiçesi ve Gelişimi	3
2.2. Dental Porselenin Kimyasal Yapısı	5
2.2.1 Feldspar	6
2.2.2 Kuartz	7
2.2.3. Kaolin	7
2.2.4. Eritici Oksitler/Cam Modifiye Ediciler	8
2.2.5 Renklendiriciler	8
2.3. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması	9
2.4 Fırınlama Derecelerine Göre Porselenler	10
2.4.1. Düşük Isı Porselenleri	11
2.5. Tabakalama Tekniğı	13
2.6. Porselenin Pişirilmesi	14
2.7. Metal-Porselen Restorasyonu	15
2.7.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonlarda Kullanılan Alaşım lar	15
2.7.2. Nikel-Krom Alaşım ları	16
2.8. Metal Altyapı	18

2.9. Metal Porselen Bağlantısının Oluşum Aşamaları	18
2.10. Metal Porselen Bağlantısının Yapısı	19
2.10.1. Mekanik Bağlanma	19
2.10.2. Sıkıştırma Bağlantısı	19
2.10.3. Kimyasal Bağlanma	20
2.11. Oksidasyon İşlemi (Degassing)	21
2.11.1. Oksit Tabakanın Uzaklaştırılması	21
2.12. Doğal Dişlerin Optik Özellikleri	22
2.13. Işık ve Renk Olgusu	23
2.14. Renk Sistemleri	24
2.14.1. Munsell Renk Sistemi	24
2.14.2. CIELab Renk Sistemi	27
2.15. Işık ve Renk ile İlgili Terimler	28
2.15.1. Translüsensi	28
2.15.2. Opasite	29
2.15.3. Metamerizm	29
2.15.4. Floresanlık	30
2.15.5. Parlaklık	30
2.16. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemleri	30
2.16.1. Görsel Ölçüm	31
2.16.2. Aletli Renk Analiz Yöntemleri	33
2.17. Tekrarlanan Fırınlamalar	39
3. GEREÇ ve YÖNTEM	41
3.1. Örneklerin Hazırlanması	41
3.2. Renk Ölçümü	49
3.3. İstatistiksel Analizler	50
4. BULGULAR	51
4.1. L Değeri	51
4.2. a Değeri	58
4.3. b Değeri	64

4.4. ΔE Değeri	69
5. TARTIŞMA	76
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	82
7. KAYNAKLAR	84
8. ÖZGEÇMİŞ	



SİMGELER VE KISALTMALAR

a	: Kromatik Değer
b	: Kromatik değer
C	: Rengin Doygunluğu (Chroma)
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım /Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)
dk	: Dakika
H	: Ana Renk (Hue)
HIP	: Sıcak İzostatik Presleme (Hot Isostatic Pressing)
L	: Parlaklık (Lightness)
MÖ	: Milattan Önce
MS	: Milattan Sonra
µm	: Mikron
mm	: Milimetre
nm	: Nanometre
°C	: Santigrat
sn	: Saniye
V	: Rengin Parlaklığı (Value)
YY	: Yüzyıl
ΔE	: Renk Değişimi

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	Dental porselenlerde cam matriksini meydana getiren tetrahedral yapı	6
2.2.	Işığın prizmadan geçerken kırılması ve renklere ayrılması	23
2.3.	Munsell'in renk küresi	24
2.4.	Munsell renk sistemine göre ana renk (Hue) ve yoğunluk (Chroma)	25
2.5.	Rengin parlaklığı (value)	26
2.6.	Parlaklık (Value) ve yoğunluğun (Chroma) Munsell renk sisteminde gösterilişi	27
2.7.	CIELab koordinatları ve renk sistemi	28
2.8.	Vitapan Classical renk skalası	32
2.9.	Vita Toothguide 3D-Master skalası	33
2.10.	Vita Easysshade Compact Spektrofotometre	36
2.11.	SpectroShade Micro (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre)	37
2.12.	Konica Minolta 3600A Spektrofotometre	38
2.13.	Spectra Magic™ Programında Ölçüm Değerleri.	38
3.1.	Ni-Cr metal altyapı örneklerin dökümü için, A tipi silikon ve akrilik öncü örnekler ile hazırlanan negatif boşluklar ve çoğaltılan mum örnekler	42
3.2.	Çalışmamızda kullanılan ön ısıtma fırını.	42
3.3.	Çalışmamızda kullanılan santrifüjlü döküm fırını	43
3.4.	Ni-Cr alaşımından hazırlanan metal altyapı örnekleri	44
3.5.	Hazırlanan metal altyapıların kalınlığının dijital kumpasla ölçülmesi	44
3.6.	Çalışmada kullanılan, dört farklı marka porselen tozu	46
3.7.	Fırınlamak üzere sırayla tablaya yerleştirilen örnekler	47
3.8.	Örneklerin fırınlanması	47
3.9.	Metal destekli porselen örneklerin kalınlıklarının ölçülmesi	48
3.10.	Kutulanan örneklerin tamamı	48
3.11.	Çalışmamızda, örneklerin renk analizinde kullanılan spektrofotometre	49

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
2.1. Metal destekli porselen restorasyonlar için soy olmayan metallerin alaşımdaki oranları	17
3.1. Çalışmada kullanılan dental porselen markaları ve üretici firmaları	41
3.2. Remanium® CSe alaşımının bileşimi	43
3.3. Kullanılan Remanium® CSe metal alaşımının fiziksel özellikleri	43
3.4. Oksidasyon için fırın programının değerleri	45
3.5. Örnek gruplarının sayısal dağılımı	45
3.6. Opak seramiklerin fırınlama sıcaklıkları	46
3.7. Porselenlerin fırınlama aşamaları	46
3.8. Renk farkının klinik olarak değerlendirilmesi	50
4.1. Gruplara göre ortalama L değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler	51
4.2. Etkenlere göre L değeri için tekrarlı varyans analizi sonuçları	51
4.3. L değeri için marka ana etkilerinin çoklu karşılaştırma testi sonuçları	52
4.4. L değeri için kalınlık gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları	53
4.5. L değerinin fırınlama sayısına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları	54
4.6. Fırınlama-Marka etkileşimine ait çoklu karşılaştırma test sonuçları	55
4.7. Fırınlama-porselen kalınlığı etkileşimine ait çoklu karşılaştırma test sonuçları	56
4.8. Fırınlama, marka ve kalınlık etkileşimlerine ait çoklu karşılaştırma sonuçları	57
4.9. Gruplara göre ortalama a değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler	58
4.10. Etkenlere göre a değeri için tekrarlı varyans analizi sonuçları	58
4.11. a değeri için marka gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları	59
4.12. a değeri için kalınlık gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları.	60
4.13. Fırınlamaların ana etkilerine ait çoklu karşılaştırma test sonuçları.	61
4.14. Fırınlama-Marka etkileşimlerine ait çoklu karşılaştırma sonuçları	62
4.15. Fırınlama, Marka ve Kalınlıkların etkileşimlerinin çoklu karşılaştırma sonuçları	63
4.16. Gruplara göre ortalama b değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler	64
4.17. Etkenlere göre b değeri tekrarlı varyans analizi sonuçları	65
4.18. b değeri için marka gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları	65

4.19.	b değeri için kalınlık gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları	66
4.20.	b değerine ait fırınlama sayılarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları	67
4.21.	Fırınlama-marka etkileşimine ait çoklu karşılaştırma test sonuçları	68
4.22.	ΔE değeri için tanımlayıcı istatistikler	69
4.23.	ΔE değeri için tekrarlı varyans analizi sonuçları	70
4.24.	ΔE değeri için marka gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları	71
4.25.	ΔE değeri için kalınlık gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları	71
4.26.	ΔE değerlerinin fırınlama sayılarına göre karşılaştırılması	72
4.27.	Fırınlama-marka etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları	73
4.28.	Fırınlama, marka ve kalınlık etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları	74

GRAFİKLER

Grafik	Sayfa
4.1. Markalara ait ortalama ve standart sapma grafiği	52
4.2. Kalınlıklara göre L değeri için ortalama ve standart sapma grafiği	53
4.3. Fırlama sayılarına göre L değeri için ortalama ve standart sapma grafiği	54
4.4. Fırlama-Marka etkileşimine ait ortalama ve standart sapma grafiği	55
4.5. Fırlama-porselen kalınlığı etkileşimine ait ortalama ve standart sapma grafiği.	56
4.6. Fırlama, marka ve kalınlık etkileşimlerine ait ortalama L değeri grafiği	57
4.7. Markalara göre a değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği	59
4.8. Porselen kalınlıklara göre a değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği	60
4.9. Fırlama sayılarına göre a değerleri için ortalama ve standart sapma grafiği	61
4.10. Fırlama ve marka etkileşimlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği	62
4.11. Fırlama, marka ve kalınlıkların etkileşimlerine ait ortalama grafiği	64
4.12. Markalara göre ortalama b değerine ait ortalama ve standart sapma grafiği	66
4.13. Porselen kalınlıklarına göre b değerine ait ortalama ve standart sapma grafiği	67
4.14. Fırlamalara sayılarına göre b değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği	68
4.15. Fırlama-marka etkileşimine ait ortalama standart sapma grafiği	69
4.16. Kalınlıklara göre ΔE değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği	72
4.17. Fırlamalara göre ΔE değişimlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği	73
4.18. Fırlama ve marka etkileşimine ait ortalama ve standart sapma grafiği	74
4.19. Fırlama, marka ve kalınlık etkileşimine ait ortalama grafiği	75

1. GİRİŞ

Tam seramik restorasyonlar, biyouyumlu olmaları ve üstün estetik özellikleri nedeniyle yoğun ilgi ve heyecanla karşılanmaktadır. Klinik kullanımları yaygınlaşmış olsa da maliyetlerinin yüksek ve endikasyon alanlarının kısıtlı olmasından dolayı metal destekli porselenler günümüzde hala sıklıkla tercih edilmektedirler(1, 2).

Diş hekimliğinde restoratif uygulamalarda estetik vazgeçilmez ana etmenlerden biridir. Son yıllarda diş hekimliğindeki gelişmeler; boyut, renk ve şekil gibi özellikler yönünden ağızdaki diğer dişlere çok daha benzer restorasyonların elde edilmesini sağlamaktadır. Tüm gelişmelere rağmen uygun estetiğin sağlanması günümüzde hala önemli bir sorun olmaya devam etmektedir (3).

Metal destekli porselen restorasyonlar hala yaygın olarak kullanılmaktadır. Çünkü porselenin estetik özellikleri ile döküm restorasyonların uyum ve dayanıklılığını beraber içerirler (4). Metal destekli porselen restorasyonlar metal bir altyapı ve bu altyapıya mekanik ve kimyasal olarak tutunan bir üst yapıdan meydana gelirler. Bağlantının kimyasal kısmı fırınlama ile sağlanır. İlk olarak metal rengini maskeleyerek kapatmak için altyapıya bir opak tabakası uygulanır. Bu tabaka restorasyonun son halinin rengi üzerinde önemli etkiye sahiptir. Opak tabakası üzerine uygulanan dentin tabakası ise restorasyonunun asıl rengini oluşturur (5-7).

Diş hekimliğinde hazırlanan restorasyonlarla doğal dişler arasında renk uyumu yakalamak oldukça güçtür. Hekim restorasyon hazırlanmadan önce yapmış olduğu renk seçiminden tatmin olmuş olsa da bitmiş restorasyonla renk skalası veya doğal dişler arasında uyumsuzluk sıklıkla yaşanmaktadır. Klinik olarak restorasyonların doğal diş rengini taşıması oldukça önemlidir (8, 9).

Metal destekli porselen restorasyonların üretim aşamaları sırasında tekrarlanan fırınlamalar gerekebilir. (10). Restorasyon son şeklini kazanana kadar birkaç kez ek fırınlama aşamalarına ihtiyaç duyulabilir ve hastada yapılan provalar sonucunda bu işlemin sayısı artış gösterebilir. Yapılan ek fırınlamalar renk uyumsuzluğu gibi estetik sorunlara yol açabilir. Bu nedenle tekrarlanan dentin fırınlamalarının renk üzerindeki etkisi hekimler için hala bir endişe kaynağıdır (10).

Nikel-Krom ve paladyum alaşımları metal destekli porselen restorasyonlarda altyapı olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Veriler bu alaşım türlerinin diğer alaşımlarla karşılaştırıldığında önemli renk değişikliğine neden olduğunu göstermektedir. Nikel iyonları, sodyum silikat camlarında nötr gri rengi ürettiği gösterilen renklendiricidir ve porselende meydana gelen renk değişikliği ile ilgili olduğu düşünölmektedir (11).

Bazı çalışmalarda tekrarlanan fırınlama işlemlerinin porselen rengini belirgin bir şekilde etkilemediğini belirtirken (12-14), diğer çalışmalarda tekrarlanan fırınlamaların son renk üzerinde belirgin bir etkisinin olduğunu açıklamıştır (15).

Restoratif maddelerin rengi aynı seçilse bile, renk koordinatlarının üretici firmadan firmaya değişebildiği de bilinmektedir (16).

Bu çalışmanın amacı, tekrarlanan fırınlamalara tabi tutulan farklı kalınlık ve farklı markalardaki metal destekli porselen restorasyonların renk stabilitesini spektrofotometrik analizlerle karşılaştırmaktır.

Bu çalışmanın hipotezi; tekrarlanan fırınlamaların farklı markalardaki porselenlerin renk stabilitesini etkilemeyeceği ve porselen kalınlıklarındaki değişikliklerin metal destekli porselen restorasyonlarda renk değişikliğine etkisinin olmayacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi

Metal olmayan bir maddenin istenilen özellikleri elde etmek amacıyla yüksek ısılarda fırınlanması sonucu oluşan yapı seramik olarak adlandırılır (17, 18). Seramik, inorganik ametallerin genel adı olmakla beraber bu tanıma camlar, nitritler, silikatlar, metal oksitler ve çimentolar da dâhildir (19). Bir seramik maddesi olan porselen; feldspar, kuartz ve kaolinin yüksek ısılarda karıştırılmasıyla elde edilir (20).

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin yapısı seramikçilerin kullandığı sert seramikle oldukça benzerdir. Çanak çömlekten dental seramiklere kadar benzer yapıda olan seramikler genel olarak silikat yapısındadır. Bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle genel de oksijenle yaptığı bir bileşiktir (17, 21). Seramik, adını yunanca “topraktan yapılma” anlamına gelen “keramikos” kelimesinden almıştır (8).

Cam maddesi, volkanik camlar sayesinde ilk çağlardan beridir var olmuştur. Kabul edilen görüşe göre; bir orman yangının kumsal yatağına ulaşması ile cam bulunmuştur. Çekoslovakya’da tarihi M.Ö. 23.000’lere dayanan ilk kil esaslı seramik nesnelere bulunmuştur. Bu seramik nesnelere ilk insanların kil, kum ve cam maddelerini ısı ile işleyip kullanabildiklerini gösterir (22). Gelişmiş porselen ilk olarak M.S. 1000 yıllarında Çin’de kullanılmıştır. Seramik formülünün 17.yy başlarında Avrupalılar tarafından, keşfedilmesinden sonra seramik üzerine çalışmalar başlamıştır. O dönemde ev ve süs eşyaları için üretilen seramikler, fırınların yeterli olmaması nedeniyle kırılğan ve opak maddelerdir (23).

Bir seramik maddesi olan porselen; feldspar, kuartz ve kaolinin yüksek ısılarda karıştırılmasıyla elde edilir (24). Porselenin diş hekimliği alanında kullanımı 1700’lü yıllara dayanır. Diş hekimliğinin “babası” olarak görülen Pierre Fauchard, 1728’ de yazdığı “Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents” isimli kitabında porselenin diş hekimliği alanında kullanılabileceği ve porselenin diş rengini taklit edebileceğini açıklamıştır (21, 25).

Paris’li eczacı Alexis Duchateau(1774), sırlı porselen aletlerin kimyasal maddeleri öğütme ve karıştırma işlemlerinde nispeten daha az etkilendiğini gözlemleyerek porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceği fikrini öne sürmüştür. Buradan yola çıkarak kendine tamamı porselenden oluşan bir porselen set ürettirmiştir (19). İlk porselen yapay dişler, Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant tarafından üretilmiştir (26). De Chemant daha sonraki çalışmalarına, İngiltere’de Josiah Wedgwood adında porselen üreticisi olan bir bilim adamı ile devam etmiştir. İki araştırmacı yüksek ısılarda porselen pişirme teknikleri geliştirmek için çok sayıda laboratuvar deneyi yapmışlardır. Bundan 30-40 yıl sonra, Paris’te eğitim görmüş olan Peale ve Stokton sayesinde Amerika’da porselen dişlerle tanışmıştır (19). Elias Wildman’ın(1838) vakumlu fırınlamayı ilk kez kullanması ile birlikte, porselenin translusentliğinin ve renginin gelişmesi sağlanmıştır (26). Dr. Charles Land, ise 1886 yılında platin yaprak üstüne feldspatik porseleni işlemiş ve porselenlerin sabit protezlerde kullanımına öncülük etmiştir (10).

Oldukça estetik bir madde olmasına rağmen porselene olan ilgi, 19.yüzyıl ortalarında geçici bir süreliğine azalmıştır. Yirminci yüzyılın başlarında porselenle ilgili yaşanan en önemli sorun kırılma direncinin ağız içi kuvvetlere karşı yetersiz olmasıdır. Bu sorun nedeniyle porselenlerin kuvvetli bir altyapı ile beraber kullanılmaları gerektiği fikri ortaya atılmıştır. Aynı yıllarda porselenin çeşitli dental alaşımlarla desteklenmesi üzerine çalışmalar yürütülmüştür (8, 19).

İkinci dünya savaşı yıllarında polimerizan bir madde olan akriliğe ilgi artmıştır. Ancak polimerizan maddelerin kullanımına bağlı dezavantajların ortaya çıkması ve porselenlerin özelliklerindeki gelişmeler sonucu dental porselenlere olan ilgi yeniden artmıştır (27).

İlerleyen yıllarda porselenin yapısına lösit katılmasıyla genleşme katsayısı yüksek olan porselenin, altın alaşımlarıyla daha güçlü bir bağlantı oluşturması sağlanmaya çalışılmıştır (26, 28). Vines ve arkadaşları 1958 yılında estetik diş hekimliği adına çok önemli bir gelişme olan vakumlu fırınlamayı kullanmışlardır (29).

Teknik ve yöntemlerdeki ilerlemeler sayesinde, 1960'lı yılların başında metal-porselen bağlantılı sistemlerde önemli gelişmeler kaydedilmiştir (19). Shell ve Nielsen, alaşım içine kalay ve indiyum katıldığında, yüzey oksitlerinin oluşacağını ve kimyasal bir bağlantı meydana geleceğini belirtmişler ve yaptıkları çalışmalarla teorilerini desteklemişlerdir (30).

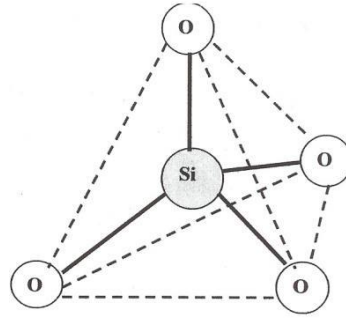
Abraham Weinstein(1962), altın alaşımını kullanarak ilk metal-porselen restorasyonu geliştirmiştir. Altının pişme sıcaklığının, porselenin pişme sıcaklığına göre daha az olması nedeni ile pişme esnasında bazı deformasyonlar gözlemlenmiştir. Bu nedenle Abraham daha sonra altına uyumlu olarak düşük ısı porselenlerini geliştirmiştir (19).

Porselen için metal alaşımı olarak palladyum-gümüş 1974 yılında kullanılmaya başlanmıştır (19). 1976 yılında McLean ve Sced "Twin Foil" adını verdikleri teknikle alçı modelin üzerini iki yaprak platin ile kaplamış ve üstteki yaprağı da kalay ile kaplamışlardır. İç yüzeyde kalan platin tabakasının çatlak ilerlemesini durdurduğunu ve aynı zamanda porselenin güçlenmesini sağladığını öne sürmüşlerdir (31). 1980'li yıllarda ise yarı kıymetli alaşımlar daha yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

2.2. Dental Porselenin Kimyasal Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler genel olarak silikat yapısındadır. Bir veya birden çok metalin metal olmayan bir elementle, genellikle de oksijenle yaptığı bir bileşik olarak tanımlanır (8). Dental seramikler kristal ya da cam fazında görülebilir. Mekanik ve optik özellikleri kristal faz miktarına göre değişir. Daha yoğun cam faz daha iyi optik özellikler ve ışık geçirgenliğine neden olurken, yapının direncini düşürür. Daha yoğun kristal faz ise kırık oluşumuna karşı daha direnci arttırırken, bileşimin estetik özelliklerini olumsuz yönde etkiler (24, 32).

Dental porselenlerde tetrahedral yapı (SiO_4) mevcuttur ve cam matriksi meydana getirir. Bu yapı dört tane O^{2-} iyonunun silikon ile beraber güçlü bağlar kurmasıyla oluşur (Şekil 2.1.) (33).



Şekil 2.1. Dental porselenlerde cam matriksini meydana getiren tetrahedral yapı (33).

Porselen maddesi; bu silikon-oksit yapı sayesinde viskozite, kimyasal dayanıklılık, ısı genleşme gibi özelliklerini kazanır ve devamlılığını sürdürür (8, 34). Cam matriksi oluşturan iyonik ve kovalent bağlar yapıya stabilite kazandırır ve silika yapıları ile birleşerek zincirler oluştururlar. Yapı içindeki atomik bağlar, seramik bileşiminin ısısal ve optik özellikleri üzerinde etkilidir. Translüsente özellik ise bunlardan biridir. Ancak bu bağlar aynı zamanda seramiği düşük gerilimlere karşı bile kırılma direncini artırıp seramik yapının daha güçlü olmasını sağlamak için cam matriksin içine lösit ve alüminyum oksit gibi kristal maddeler yerleştirilmiştir (8, 35).

Dental seramiklerin temel yapısını ise feldspar, kuartz kaolin oluşturmaktadır. Ayrıca cam modifiye ediciler ve renklendiricilerde bu yapı içerisinde yer almaktadırlar (32).

2.2.1 Feldspar

Cam matriks oluşumundan sorumlu temel bileşen olan feldspar doğada saf halde bulunmaz. Potasyum alüminyum silikat ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$, ortoklas ya da potas feldspar) ve sodyum alüminyum silikat ($Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$, albit ya da sodyum feldspar) karışımından meydana gelir (21, 36, 37).

Dental porselende % 60-70 oranında bulunur. Ana yapıyı oluşturan feldspar, yer kabuğunu oluşturan silikat mineralleri grubundadır. Erime derecesi 1100-1300°C arasında değişir ve bu sayede diğer bileşenlerin erimesini sağlar. Pişme işlemleri sırasında yüksek viskoziteli camsı bir yapı oluşturarak porselene yarı şeffaflık özelliğini kazandırmasının yanı sıra, diğer bileşenleri bir arada tutma görevi vardır (8, 38, 39).

Potas felspar ve sodyum feldsparın karışım içerisindeki oranı seramiğin işlenebilirliği açısından oldukça önemlidir. Bunun nedenleri aşağıda belirtilmiştir:

1. Potas feldspar günümüz seramik sistemleri içerisinde yüksek oranda yer almaktadır ve 1250°C ile 1500°C arası sıcaklıklarda potas, kaolin ve quartz ile cam oluşturacak şekilde birleşir. Pyroplastik akış, porselenin fırınlama sırasında akarak şekil değiştirmesine ve verilen formun kaybedilmesine neden olur. Feldsparın potas formu, seramiğin pyroplastik akışını kontrol altına alır ve eriyen camın viskozitesini arttırır. Başka bir deyişle; fırınlama sırasında erimiş yapının akışkanlığını azaltır ve seramiğin şeklini devam ettirmesini sağlar (36, 40).

2. Sodyum feldspar, potas feldsparla karşılaştırıldığında, seramiğin erime ısını daha fazla düşürür ve bileşimin translüsensi gibi optik özelliklerine katkı sağlamaz. Bu nedenle, potasyum feldspara göre daha az tercih edilir (36).

2.2.2 Kuartz

Seramikte % 25-30 oranında bulunur. Kuartz, silisyum oksitten (SiO_3) meydana gelen bir mineral olup erime derecesi oldukça yüksektir (1685°C). Bu nedenle diğer bileşenlerin içine akabileceği bir matriks görevi üstlenir. Ayrıca fırınlama işlemleri esnasında işlenmiş formunun devamlılığını sağlar ve kırılmasını azaltır (21, 36, 37, 40).

2.2.3. Kaolin

Kaolin, bir kil türü olmakla beraber volkanik taşlardan elde edilir ve su ile karıştırıldığında yapışkan bir kıvam alarak seramik hamuruna şekil vermede kolaylık sağlar. Opak bir malzeme olması nedeni ile seramiğin translüsensisini azaltır ve oldukça az miktarda kullanılır (21, 36, 37, 40).

2.2.4. Eritici Oksitler/Cam Modifiye Ediciler

Dental seramiğin içine eklenen kalsiyum oksit (CaO), sodyum oksit (Na₂O) ve potasyum oksit (K₂O) gibi cam modifiye ediciler ısı genleşme katsayısını arttırırken erime ısını düşürürler. Bu maddelerin yapıya katılması sonucu şekillendirilmesi oldukça güç hale gelir. Bu nedenden dolayı porselenin viskozitesini, basınç-çekme-bükülme dayanıklılığını ve elastikiyet katsayısını arttırmak amacıyla yapıya ara oksit olarak adlandırılan alüminyum oksit (Al₂O₃) eklenir. Camlaşma reaksiyonunun daha kolay gerçekleşmesi için, yapıya başka bir cam modifiye edici olan borik asit (B₂O₃) eklenir. Tüm bu yapıların eklenmesi ile daha uygun bir karışım oluşturulmaya çalışılır (41).

Eritici oksitler ve cam modifiye ediciler beraber kullanıldığında, kullanılan miktarlar oldukça önem kazanır. Eğer yapıya eklenen sodyum ve potasyum iyonlarında bir fazlalık olursa devitrifikasyon olarak adlandırılan durum gerçekleşir. Devitrifikasyon; dental porselende glazürlenmeyen, opak bir görüntüye neden olan, yapıyı daha da kırılğan hale getiren, istenmeyen ve geri dönüşümü olmayan bir durumdur. Devitrifikasyon olayı en çok metal destekli porselen sistemlerde meydana gelir. Çünkü metal ve porselenin ısı genleşme katsayılarını birbirine yaklaştırmak için porselene çok miktarda cam modifiye edici oksit eklenir (8, 34, 39).

2.2.5 Renklendiriciler

Porselene renk vermek amaçlı olarak katılan manganez oksit eflatun, demir ve nikel oksit kahverengi, titanyum oksit sarı, kobalt oksit mavi, krom ve bakır oksit yeşil renk vermektedir (38, 42).

Floresanlık özelliği vermek için uranyum oksit ve lantanit oksit kullanılır ancak radyoaktivite miktarı daha az olması nedeniyle lantanit oksit daha çok tercih edilmektedir (38). Porselenin opasite miktarını ayarlamak için içerisine kalay, titanyum ve zirkonyum oksit eklenmektedir (38).

2.3. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması (32)

1. Kullanım alanlarına ve endikasyonlarına göre

- Anterior ve posterior kron
- Veneer
- Post ve kor
- Sabit protezler
- Seramik boyası
- Glaze

2. İçerik bileşenlerine göre

3. Kristal faz ya da organik faz ilkesine göre

- Silika cam seramik
- Lösit bazlı feldspatik porselen
- Lösit bazlı cam seramik
- Lityum disilikat bazlı cam seramik
- Alumina porselen
- Alumina
- Cam doldurucu içeren alumina
- Cam doldurucu içeren spinel
- Cam doldurucu içeren alumina/zirkonya

4. Üretim yöntemlerine göre

- Döküm
- Sinterleme
- Kısmi sinterleme
- "Slip cast" ve sinterleme
- Sıcak izostatik presleme (Hot Isostatic Pressing - HIP)
- CAD-CAM milling
- Kopya frezeleme (*Copy milling*)

5. Fırınlama derecelerine göre

- Yüksek ısı porselenleri (>1300°C)
- Orta ısı porselenleri (1101°C-1300°C)
- Düşük ısı porselenleri (850°C-1100°C)
- Çok düşük ısı porselenleri (<850°C)

6. Mikro yapılarına göre

- Amorf cam
- Kristalin
- Cam matriks içerisine yerleşmiş kristalin parçacıkları

7. Translusensilerine göre

- Opak
- Translusent
- Transparan

8. Kırılma dayanıklılığına göre

- Düşük düzeyde dayanıklılık
- Orta düzeyde dayanıklılık
- Yüksek düzeyde dayanıklılık

9. Aşındırıcılığına göre (diş minesiyile karşılaştırılarak)

2.4 Fırınlama Derecelerine Göre Porselenler

Üreticiler farklı fırınlama ısılarına sahip dental porselen çeşitleri üretmek için cam modifiye edicileri kullanırlar. Bu cam modifiye ediciler porselenin fırınlama ısısını belirlerler. Porselen fırınlamasıyla ilgili birçok sınıflama mevcuttur ve en çok kullanılanlarından biri sinterleme sıcaklığına göre olan sınıflamadır. Bu sınıflandırmaya göre 1300°C ve üzeri yüksek ısı porseleni; 1101°C-1300°C arası orta ısı porseleni; 850-1100°C arası düşük ısı porseleni ve 850°C'den aşağısı çok düşük ısı porseleni olarak kabul edilmektedir.

Yüksek ısı porselenleri, hareketli protez dişleri yapımında, tam sinterlenmiş alumina ve zirkonya kor seramikleriyle; *orta ısı porselenleri*, hareketli protez dişleri yapımında, önceden sinterlenmiş zirkonya ile; *düşük ısı porselenleri* ve *çok düşük ısı porselenleri* ise kron - köprü veneer seramikleri yapımında kullanılırlar. Çok düşük ısı porselenlerinden bazıları metallerinkine yakın olarak çok düşük büzülme katsayılarına sahip olduklarından titanyum ve titanyum alaşımları için kullanılırlar. Bunun nedeni; düşük sıcaklıkların metal oksit oluşum olasılığını azaltmasıdır (32).

2.4.1. Düşük Isı Porselenleri

Üç grubun bileşenleri de feldspar, kuartz, kaolin olmasına rağmen seramiklerin arasındaki farkı yaratan yapı içerisindeki oranlarıdır. Yüksek ve orta ısı seramikleri bu bileşenler ve cam modifiye edici oksitlerin karıştırılarak erime derecesine kadar ısıtılmasıyla elde edilir. Bu olay fritaj olarak adlandırılır. Erime derecesine ulaşan bileşenler reaksiyona girdikten sonra pişme işlemine son verilir. Bu işlem sonunda oluşan yapı öğütülerek seramik tozu elde edilir (8, 32, 39).

Düşük ısı porselenleri de bu şekilde edilir ancak düşük ısı porselenlerinde kaolin ya az bulunur ya da hiç bulunmaz. Yüksek ısıda eriyen kaolinin az miktarda olması ve düşük ısıda eriyen cam modifiye edicilerin ise fazla olması sonucu; fırınlama sırasında metal oksitleri içeren cam matrisin yüksek ısıda eriyen kuartz ve alumina kristalleriyle etkileşime girmesi ile daha az kristal içeren ve cama benzeyen homojen bir yapı oluşur (41).

Düşük Isı Porselenlerinin Yapısal Bileşenleri

Düşük ısı porseleninin ana bileşenleri; opak porseleni, gövde porselenleri (dentin, mine, translusent, modifiye edici) ve glazür porseleninden oluşur. Bu bileşenlerin kimyasal içerikleri üretici firmadan firmaya göre farklılık gösterebilir (41).

Opak Porseleni

Opak porseleni; porselen yapı içine katılan SnO_2 , TiO_2 , ZrO_2 ve CeO_2 gibi erimeyen modifiye edici oksitlerin eklenmesiyle oluşturulur ve isminden de anlaşıldığı gibi oldukça opak bir görünüme sahiptir (8, 34). Opak porseleninin görevleri; metal ve

porcelain arasındaki kimyasal bağlantıya katkı sağlamak, metal alt yapının rengini kapatmak ve seramiğin rengini oluşturmada ilk basamak görevi yapmaktır. Parçacık boyutlarındaki küçük farklılıklar bile metal alt yapının kapatılabilme derecesini etkiler. Opak seramiğin metali kapatabilme derecesi sadece seramiğe bağlı bir etken olmamakla beraber, metal alt yapının üzerinde meydana gelen oksit tabakasının cinsinden ve renginden de etkilenir (8, 36). Opak tabakanın kalınlığı kullanılan porcelenin markası ve rengine göre farklılık gösterir ve uygun olan kalınlık aralığı 0,2-0,5 mm arasında değişir (8).

Yapılan çalışmalara göre pratikte uygulanan opak seramiğin ortalama kalınlığı 0,2-0,3 mm olduğunda metal üzerinde yeterli kapatıcı etkiyi göstermektedir (43).

Gövde Porseleni

Gövde porseleni terimi restorasyona ana şeklini vermek için gerekli olan dentin, mine, translusent porseleni ve cam modifiye edicileri ifade etmek için kullanılmaktadır (44).

Bu porcelen tozları kullanım sırasında hamurun çabuk kurummasını önleme amaçlı olarak distile su ya da özel sıvıları ile karıştırılırlar (44).

Gövde porcelenlerinin tipleri benzer kimyasal özelliklere sahiptir ve bu porcelenler, içlerine katılan modifiye edici renk oksitlerinin eklenmesiyle farklılaşırlar (45). Bu gövde porseleni çeşitleri istenilen görüntüyü oluşturmak için karıştırılırlar. Opak tabaka üzerine direkt olarak uygulanarak vakum altında fırınlama işlemleri yapılır (45).

Dentin Porseleni: Porcelenin renginin esas olarak belirlenmesinde rol oynayan, içinde pigmentasyona uğrayan metal oksitleri barındıran dentin tabakasıdır. Porcelen renginin tam olarak oluşturulabilmesi ve dayanıklılığın sağlanabilmesi için gerekli en az kalınlık 0,5-1 mm iken, en fazla kalınlık 1,5-2 mm olmalıdır (7, 46). Yapılan bazı araştırmalara göre restorasyon kalınlığının üçte birlik orta bölgesinde en az 1,2-1,3 mm, üçte birlik kesici kenar/okluzal yüzey bölgesinde en az 1,5-1,6 mm olması daha uygundur. Daha fazla porcelen tabakası (2 mm üzeri) oluşturularak bitirilen

restorasyonlarda porselen metal yapıyla yeteri kadar desteklenemeyeceği için kırılma olasılığı ile karşı karşıya kalacaktır (34).

Dentin porseleni ve mine porseleni tozunun yarı yarıya karıştırılmasıyla “Dentino-Mine” olarak adlandırılan, restorasyonun translusensiliğinin derinliğini arttırmaya yarayan porselen tozu elde edilir (47).

Mine Porseleni: Işık geçirgenlikleri dentin porselenine oranla daha fazladır ve daha az sayıda renk seçeneği vardır. (8, 34, 39).

Transludent Porseleni: Doğal dişlere benzer şekilde alt yüzeylerden rengin yansımaları sağlayan, yarı şeffaf özellikte ve restorasyon yüzeyini tamamen kaplayan porselen çeşididir (8, 39).

Modifiye Ediciler: Modifiye edici porselen tozları, doğal dişlerde oluşan renklemeleri taklit etmek amacı ile üretilmişlerdir. Oldukça fazla miktarda metal oksit içerirler. Etki miktarını azaltmak için dentin ya da mine porseleni ile karıştırılarak kullanılabilirler (8, 34, 39).

Glazür Porseleni

Diğer porselen çeşitlerinin aksine sodyum ve potasyum oksit gibi modifiye edicilerin oranı fazladır. Ancak daha az miktarda silika ve alumina içerirler (44). Akışkan kıvamda bir düşük ısı porseleni çeşidi olup fırınlama ısısı dentin ve mine porseleninden düşüktür. Bu sayede fırınlama sırasında dentin ve mine porseleni şeklini kaybetmez (41). Renklendiricilerle beraber kullanımlarıyla dişlerdeki renklemeler taklit edilebilir. Porselen yüzeyine glazür tabakasının uygulanmasının amaçları ise; yüzey üzerindeki ufak poroziteler ve düzensizlikleri yok etmek, renklendiricilerle beraber kullanımları ile dişlerdeki renklemeleri taklit etmek, doğal dişe benzer parlak yüzey görüntüsü oluşturmaktır (8, 34, 39).

2.5. Tabakalama Tekniği

Bu teknikte dental porselen tabakalar halinde metal altyapı üzerine eklenir ve fırınlanır (48). Dental porselen tozundan bir hamur elde etmek için distile su, propilen

glikol, alkol veya formaldehit içerikli sıvılar kullanılır. Porselen tozu bu sıvılarla karıştırılıp krema kıvamına geldikten sonra fırça ya da spatül yardımıyla metal üzerine titreşim ile uygulanır. Karıştırma işleminin fazla yapıldığı durumda hamur içinde hava kabarcığı oluşma ihtimali artar. Çalışma ortamı sıcaklığının fazla olması, alt tabakalarda yetersiz kondensasyon yapılmasına neden olur.

Şekillendirme için kullanılacak en uygun el aletleri samur fırça ve spatüllerdir. Fırça kullanımının spatüllere göre çeşitli avantajları vardır. Islak fırça nem kontrolü sağlar, metal spatül ise hamurun kurumasına neden olabilir. İç renklenmeler fırça ile daha kolay taklit edilir. Eklenacak porselen hamuru parçaları daha kolay uygulanır ve yüzey şekilleri daha kolay verilebilir (8, 34, 49).

Opak porseleni uygulanması: Porselen hamuru nemli olmalı ve metal yüzeyine akabilmelidir. Opak porseleni iki aşamada uygulanır. İlk tabaka kalın uygulanır ancak ikinci tabaka sadece düzensizlikleri gidermek adına ince bir tabaka halinde uygulanır (41).

Dentin ve mine porseleninin kondensasyonu: Porselen hamuru fırça yardımıyla hafifçe bastırılıp çekme yöntemi ile uygulanır. Bu sırada aşırı titreşim yapılması, porselen hamuruna verilen şeklin bozulmasına ve yuvarlaklaşmasına neden olabilir. Titreşim sonucu porselen hamuru üzerinde oluşan nem, kâğıt bir mendille kolayca alınıp taneciklerin birbirine daha da yaklaşması sağlanır. Fırça belirli aralıklarla mutlaka suda temizlenmelidir. Porselen hamurunun hava kabarcıkları oluşturmasına neden olacak kadar kurumasına izin verilmemelidir (41).

2.6. Porselenin Pişirilmesi

Porselen hamuruna şekil verildikten sonra restorasyon fırın tablasına yerleştirilir ve fırın ısınırken asansör yardımıyla tabla yavaş yavaş yukarı doğru çıkar. Bu işlemle beraber porselen hamuru, içindeki suyu kaybetmeye başlayıp tebeşirimsi-gevrek bir hal alır. Bu işlem ön kurutma olarak adlandırılır. Daha sonra tabla, asansör yardımıyla sıcak bölgeye yükselir ve fırınlama işlemi başlar. Porselen taneciklerinin dış yüzeyi erir ve birbirlerine yapışarak sinterleme işlemine tabi tutulurlar (50). Fırın ısı yükseldikçe aynı anda vakumlamaya tabi tutulan sistem sayesinde restorasyon içinde

kalan poroz yapı yüzeye çıkar ve kitle daha yoğun bir hal alır. Vakumlama işlemi sonrası restorasyonda %25-35 oranında bir büzülme oluşur. Bu nedenle istenilen boyutların oluşturulabilmesi için restorasyonun ek fırınlamalara tabi tutulması gerekir. Bu durum tabakalama tekniğinin en büyük sorunudur (51, 52).

Fırınlama sırasında dikkat edilmesi gereken konular vardır:

- Porselen hamuru ön kurutmaya tabi tutulduktan sonra yavaş yavaş asansör yardımı ile fırının en sıcak bölgesine ulaşmalıdır.
- Çok hızlı ısı artışları porselen hamurunun içinde hava kabarcıklarının kalmasına neden olabilir.
- Vakumlama işlemi önerilen süreden daha uzun süre gerçekleştirilirse yüzeyde hava kabarcıkları oluşabilir.
- Önerilen fırınlama sıcaklığının üzerine çıkılırsa porselen yüzeyi şişip kabarabilir.
- Vakum işleminin sonlandırılması, tabla en sıcak bölgedeyken gerçekleşmelidir.

Böylece yoğun dış tabaka, iç taraftaki hava kabarcıklarını baskı altına alır ve daha yoğun bir yapı oluşur (53).

2.7. Metal-Porselen Restorasyonu

2.7.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonlarda Kullanılan Alaşım

Birden fazla metalin beraber eritilmesiyle oluşan erimiş madde, alaşım olarak adlandırılmaktadır (54, 55). Dış hekimliğinde kullanılabilen metallerin çoğunun saf halleri, yumuşak ve ağız içi kuvvetlere karşı dayanıksız olduğundan alaşım halinde kullanılırlar (8, 56).

McLean metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan alaşım çeşitlerini sınıflandırmıştır (8):

Soy Metal Alaşımları

A-Yüksek Altın İçeriği Olanlar

Altın-Platin-Palladium (Au-Pt-Pd)

Altın-Platin-Tantalyum (Au-Pt-Ta)

B-Düşük Altın İçeriği Olanlar

Altın-Palladium-Gümüş (Au-Pd-Ag)

C-Altın İçeriği Olmayanlar

Palladium-Gümüş (Pd-Ag)

Soy Olmayan Metal Alaşımları

A-Nikel-Krom (Ni-Cr)

B-Kobalt-Krom (Co-Cr)

2.7.2. Nikel-Krom Alaşımları

Nikel-Krom alaşımlarının içerisinde; %69-77 nikel, %4-14 molibden, %0-2 oranında berilyum bulunmaktadır. Aynı zamanda bu alaşımlar içerisinde eser miktarda alüminyum, karbon, kobalt, bakır, manganez, silikon, kalay, titanyum ve zirkonyum bulunmaktadır (38).

Yapıya erime noktasını düşürüp, dökülebilirliği iyileştirmek ve sertliği arttırmak için berilyum (Be), matlık ve korozyona karşı direnci arttırmak için krom (Cr), ısıl genleşme katsayısını azaltmak için molibden (Mo) eklenmiştir. Soy olmayan metal alaşımlarının içerdiği metaller ve oranları Tablo 2.1.'de verilmiştir (38).

Bu alaşımlarda berilyum geçmişte kullanılıyor olmasına rağmen oluşturduğu ciddi sağlık sorunları nedeni ile kullanımı bırakılmıştır (57). Döküm sıcaklığı 1300-1450°C arasındadır. Alaşım içindeki krom oranı arttıkça erime noktası da yükselir (38).

Tablo 2.1. Metal destekli porselen restorasyonlar için soy olmayan metallerin alaşımdaki oranları (ağırlıkça %)

Alaşım Türü	Ni	Cr	Co	Ti	Mo	Al	V	Fe	Be	Ga	Min	Nb	W	B	Ru
Ni-Cr Alaşımı	69-77	13-16	-	-	4-14	0-4	-	0-1	0-2	0-2	0-1	-	-	-	-
Co-Cr Alaşımı	-	15-25	55-58	-	0-4	0-2	-	0-1	-	0-7	-	0-3	0-5	0-1	0-6
Ti	-	-	-	90-100	-	0-6	0-4	0-0,3	-	-	-	-	-	-	-

2.8. Metal Altyapı

Düşük ısı porselenleri tek başına kullanıldıklarında ağız içi kuvvetlere karşı yeterli dayanıklılığı gösteremedikleri için bir metal altyapı ile kullanılma gereksinimi doğmuştur. Metal altyapı olarak en çok tercih edilen alaşım tipi Ni-Cr'dur ve ideal kalınlık miktarı 0,5 mm olarak bildirilmiştir (7).

Silver ve arkadaşları (58) yaptıkları çalışmalar sonucu metalin kalınlığının 0,5 mm'den daha ince olduğu durumlarda, metalin marjinal kısmında deformasyon oluşabileceğini bildirmişlerdir.

2.9. Metal Porselen Bağlantısının Oluşum Aşamaları (8)

Metal destekli porselen restorasyonların başarısı metal ile porselen arasındaki bağlantının gücüne bağlıdır. Bu bağlantıda oluşabilecek bir sorunu anlayabilmek için porselenin, metal üzerinde fırınlama aşamaları iyi bilinmelidir:

1. Metal yüzeyi; kolay ıslanabilecek, pürüzlü bir yüzey elde etmek amacıyla kumlama işlemine tabi tutulur. Buharla temizlendikten sonra ultrasonik temizleme banyosuna koyulur. Metal yüzeyine yapılan bütün bu işlemler mekanik tutuculuğa katkı sağlar.
2. Metal altyapının ısı 1000°C'ye çıkarılarak içerisinde biriken atık gazlar uzaklaştırılır. Yapının atmosfer şartlarında yavaş bir şekilde soğuması sağlanmalıdır. Metal altyapıya uygulanan bu işlemler, metal atomlarının yüzeye yayılıp oksit film tabakası oluşturmasını sağlar.
3. Yüzeye ince bir tabaka olarak uygulanan opak, metal yüzeyini ıslatır ve fırınladığında camlaşmaya başlar. Islanabilirliğin etkisiyle birlikte yüzey gerilimi ortaya çıkar. Bu tutuculuğu sağlayan kuvvetler bir "Van-Der Waals" kuvveti örneğidir. Islanma istenilen düzeyde olursa, metalin bütün pürüzlü yüzeyi porselenle temas edecek ve mekanik bağlantı olumlu etkilenecektir. Metal altyapı yüzeyi boyunca yayılmış atomların meydana getirdiği oksit film tabakası ile porselen arasında bir kimyasal bağlantı oluşacaktır.
4. Porseleni pişirirken glazür tabakası hariç hiçbir tabakanın pişmesi sırasında porselen erimemeli ve akıcı kıvama ulaşmamalıdır.

5. Yeterli yoğunlukta uygulanan mine ve dentin porseleninin ısınması ve soğuması sırasında bağlantıya olumlu etki sağlayacak sıkıştırıcı kuvvetler ortaya çıkar.

2.10. Metal Porselen Bağlantısının Yapısı

Metal alaşımlarıyla dental porselen arasındaki bağlanma üzerindeki mekanizmalar uzun süre tartışma konusu olmuştur ve artık çok küçük olan Van Der Walls kuvvetlerinden başka mekanik bağlanma, kimyasal bağlanma ve sıkıştırma kuvvetleri önemli bulunmaktadır (59).

2.10.1. Mekanik Bağlanma: Metal yüzey üzerinde oluşan metal oksit tabakasının porselen ile iyi bir şekilde ıslanması ile yüzeyler arasında güçlü bir mekanik bağlanma sağlanabilir. Yüzey pürüzlülük miktarı metal tabakasının kumlanması ya da frezlenmesiyle artırılarak bu kuvvete katkıda bulunulabilir. Kumlama işleminin avantajları;

- Kimyasal bağlanma için meydana gelen yüzey alanının artması,
- Sıkıştırma altındaki iç kilitlenmeden dolayı bağlantı kuvvetinin artması,
- Metal altyapının porselen tarafından ıslanabilirliğinin artmasıdır.

Dezavantajları ise;

- Metal-porselen ara yüzünün gerilim konsantrasyonuna neden olacak şekilde kabalaşması,
- Tam ıslanmaya engel olarak metal-porselen ara yüzünde hava kalması nedeniyle boşluklara neden olan dik ara yüzey açılarıdır (59).

2.10.2. Sıkıştırma Bağlantısı: Sıkıştırma kuvvetleri ile oluşan bağlantı metal ile dental porselenin genleşme katsayılarının uyumu ile oluşmaktadır. Fırın sıcaklığı 930-960°C'ye yükseldiği zaman dental porselen hiçbir zaman sıvı hale geçmez ancak büzölmeye devam eder. Bu durum metalin genleşmesi üzerinde önleyici bir etki yapar. Fırınlanan restorasyon soğumaya bırakıldığında alaşım ilk boyutlarına dönmeye çalışır. Dental porselenden daha yüksek genleşmeye sahip olduğu için daha

hızlı büzülür. Büzülme esnasında metal alaşımda çekme gerilimleri oluşurken dental porselende ise sıkışma gerilimleri oluşur (20, 33).

Gerilim sonucunda meydana gelen sıkışma kuvvetleri, metal alaşımın ısıl genişleme katsayısının dental porselenin katsayısından çok az yüksek olmasından kaynaklanır (34).

Metal-dental porselen arasındaki ısıl uyum sadece genişleme katsayıları arasındaki uyumla ilgili değildir. Bu konuda; restorasyonun geometrisi, metal ve dental porselenin gerilim direnci, metal-dental porselen kalınlık oranı, soğuma ve ısıtma hızları, ısıl iletkenlik ve yayılma özelliği ve kullanılan dental porselenin yapısı da önemlidir. Metal ve dental porselenin kimyasal ve fiziksel özellikleri uyumlu olmalıdır. Metal alaşımın fırınlama ısısı dental porselenden 100-150°C daha yüksek olmalıdır (59).

2.10.3. Kimyasal Bağlanma: Metal-porselen ara yüzünde oluşturulan oksit tabakası sayesinde meydana gelir. Oksit tabakası oluşturmak için soy metal alaşımları içerisine kalay, demir, indiyum gibi metaller eklenir. Bu metaller yüzeye yayılarak, porselenle birleşme özelliğine sahip oksitleri meydana getirirler. Temel metal alaşımlarında ise oksit tabakası, bu metallerin doğrudan oksitleriyle oluşur. Kalınlığını kontrol etmek ise oldukça zordur. Oksit tabakasının aşırı kalın olması bağlantıyı olumsuz yönde etkileyebilir. Ara yüzeyde bir bağlayıcı kullanılması durumunda oksit tabakası metal ve bağlayıcı etmen arasında oluşacaktır (59).

Porselen; üzerinde oksit tabakası var olan bir metal üzerinde pişirilirse, eriyen porselenin oksijen yüzeyi, metal yüzeyindeki oksijen içerisine diffüze olur. Eğer erimiş porselen yüzeyi belirli bir oksitle doymun halde değilse metalik katyonlar oksijeni çözer ve porselen-oksit ara yüzeyindeki porselen oksijene doymun hale gelir. Bu erimiş porselenin bileşimi, sabit sıcaklıkta kalıp oksit ile bir termodinamik denge içerisinde olduğundan bir bağ enerjisi dengesi ve kimyasal bağ meydana gelir. Bu kimyasal bağlanma çeşidi iyonik, kovalent ya da metalik olabilir. Fırınlanan porselenin, metal yüzeyinden gelen iyonları absorbe edebilme derecesi ve metal alaşımının porselen içinde eriyebilecek en az bir bileşen içermesi kimyasal bağlantıyı oluşturur. Oluşan

oksit tabakasının kalınlığı, kalitesi ve kimyasal bağın gücü kullanılan alaşımın içeriğine, döküm tekniğine ve ısı uygulama süresine bağlıdır (59).

2.11. Oksidasyon İşlemi (Degassing)

Geçmişte kullanılan “degassing” terimi günümüzde yerini oksidasyon terimine bırakmıştır. Döküm alaşımı frez yardımıyla temizlendikten sonra alaşım içerisinde mevcut istenmeyen gazların, metal üzerindeki organik artıkların uzaklaştırılması ve kimyasal bağlantı için oksit tabakası oluşturulabilmesi amacı ile porselen fırınında ısı uygulanır. Bu işlem; metalin tesviyesi, buharla temizlenmesi ya da hava abrazyonu sırasında uzaklaştırılmayan uçucu etmenlerin giderilmesini sağlar (36).

Oksidasyon işleminin gerçekleşmesi için alaşımlara belirli oranlarda temel metal alaşımları eklenir. Temel metal alaşımlarında bu metal krom iken, soy metal alaşımlarında ise kalay, demir, galyum, indiyumdur. Bu metaller oksidasyondan sorumlu olup kimyasal bağlantının gerçekleşmesini sağlarlar (10, 32, 36, 37).

Her metal alaşımı aynı biçimde oksitlendirilmez. Bu işlem ortam şartları (vakum veya hava) ve ısı uygulama süresi, alaşımın temel metal ya da soy metal alaşımı olmasına göre farklılık gösterir. Doğru şekilde oksitlenen alaşımlar şekil ve renk olarak belirgin görüntü özelliklerine sahip olurlar. Görüntüler alaşım sistemlerine göre farklılık gösterebilir (36). Güçlü bir metal-dental porselen bağlantısı için ara tabaka olan oksit tabakasının uygun kalınlıkta oluşturulması gerekir (10).

2.11.1. Oksit Tabakanın Uzaklaştırılması

Oksit tabakanın kalınlığının ayarlanması ya da uzaklaştırılması için kimyasal (asit uygulanması) ve mekanik olarak iki ayrı yöntem kullanılır (39).

Kimyasal yöntem (Asit Uygulama)

Oksit tabakanın azaltılması ya da uzaklaştırılması amacıyla kullanılan asitler; hidroklorik asit, hidroflorik asit ve seyreltik sülfürik asittir. Bu aşama için çoğunlukla hidroflorik asit önerilmektedir. Asit uygulamasının ardından metal, ultrasonik temizleyicide üreticinin önerdiği süre kadar bekletilir ve çıkarıldıktan sonra akar su

altında yıkanır. Ardından tekrar içinde distile su bulunan ultrasonik temizleyicide 10-15 dk. bekletilir (36).

Mekanik Yöntem (Asit Uygulaması Olmayan)

Kimyasal yöntemle göre daha fazla tercih edilen bir yöntemdir. Metal alaşımları 50 µm boyutlarında alüminyum oksit parçacıklarıyla kumlama işlemine tabi tutulur. Aynı alüminyum oksit tanecikleri kontaminasyonu önlemek için tekrar kullanılamaz. Kumlama işlemi gören metal ultrasonik temizleyicide 10-15 dk. bekletilmelidir ya da önerilen başka bir yöntem olarak buharlı temizleyici ile temizlenmelidir (36).

2.12. Doğal Dişlerin Optik Özellikleri

Doğal dişlere benzer görünümde estetik restorasyonlar elde edebilmek için dişlerin optik özellikleri hakkında yeterli bilgiye sahip olmak oldukça önemlidir. Yeni sürmüş dişlerde; mine tabakasının organik içeriğinin daha fazla olması, mineralizasyonun az olması, mine kristalleri arasındaki mesafenin çok olması nedeniyle mine tabakası ışığı daha fazla yansıtma eğilimindedir ve opak bir görüntüye sahiptir. Zamanla minenin incilmesi ile beraber dentin tabakası daha görünür bir hale gelir (60).

Doğal dişlerin rengi (Hue) “*Vita Classic*” renk skalasına göre A’ya daha yakındır ve sarı ile sarı-turuncu arasındadır. Ancak ana renk (hue) ve rengin parlaklığı (value) daha geniş bir renk spektrumunda değerlendirilebilir (61). Yaşın ilerlemesine bağlı olarak dişlerde mevcut olan mine kalınlığının azalmasından dolayı dentin daha görünür hale gelir. Dentinin renk doygunluğu (chroma) arttığından diş daha kırmızı olarak görülür. Köpek dişleri keser dişlere göre daha kırmızı görünür. Dişlerin servikal üçlüleri orta ve insizal üçlüye göre daha kırmızı görünür (62, 63). Dişin mine kalınlığı rengin parlaklığını (value) belirlemede önemlidir. Servikal üçlüde rengin parlaklık değeri diğer bölgelere göre düşük iken orta üçlüde en yüksektir. Aynı zamanda kanin dişinden orta hatta doğru ilerledikçe parlaklık değeri artar (64).

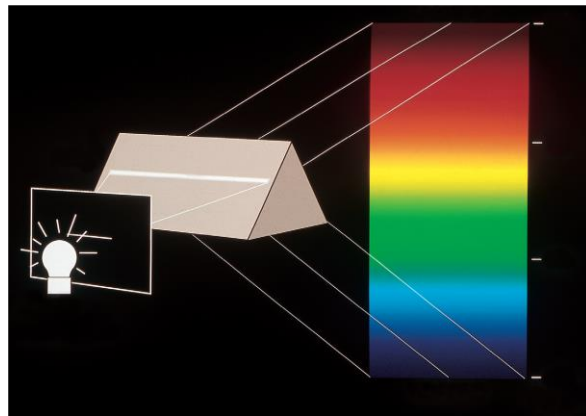
TranslÜsentliği en y¼ksek olan diş lateral kesicidir. Mamelonlar ve komşu dişle olan temas alanları mavi opalesans özelliği en y¼ksek olan alanlardır. Bu bölgelerde dentin tabakasının mevcut olmaması kırmızı ve sarı dalga boyundaki ışınların yansımalarını engeller. Köpek dişleri ise kesici dişlere göre daha az translÜsenttir (65).

2.13. Işık ve Renk Olgusu

Gözle gör¼lebilen elektromanyetik radyasyona ışık denir. Işık nanometreler ile ifade edilen dalga boylarından oluşur (10). İnsan gözünün algılayabildiği dalga boyu 360-780 nm arasındadır (66).

Cisimlerden yansıyan ışıkların oluşturduğu psikofiziksel algı renk olarak tanımlanır (66). Nesneden yansıyıp geri dönen ışık, gözün retinasındaki nöral hücreleri uyararak beynin görme korteksine sinyal iletilmesini ve orada yorumlanmasını sağlar (67). Bir cisim, renk spektrumunda var olan kendi renginin dışındaki bütün renkleri absorbe ederken kendi rengini yansıtır. Beyaz renk ışığın bütün dalga boylarını yansıtırken siyah renk hepsini emer (10).

İnsan gözü gün ışığını beyaz olarak algılamasına rağmen aslında bütün renk spektrumunu kapsamaktadır. Gün ışığı bir prizmadan geçirilirse kırılan ışığın her bir dalga boyu farklı oranlarda yön değiştirir. Bu olay ışığın dağılması yani “dispersiyon” olarak adlandırılır (şekil 2.2.) (5, 32, 68).



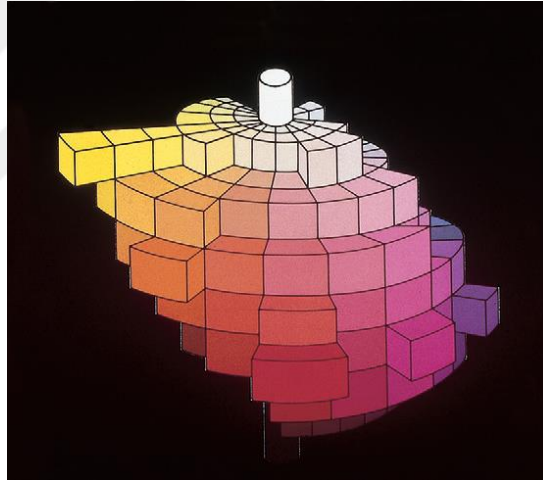
şekil 2.2. Işığın prizmadan geçerken kırılması ve renklere ayrılması (32).

Nesnenin rengini belirleme amacıyla çeşitli sistemler kullanılmaktadır. Günümüzde birçok farklı renk sistemi bulunmasına rağmen güvenilirliği, uygulama kolaylığı ve uluslararası kabul görebilir olması açısından daha sık olarak tercih edilen sistemler Munsell ve CIE Lab renk sistemleridir (67).

2.14. Renk Sistemleri

2.14.1. Munsell Renk Sistemi

Bu sistem Amerikalı bilim adamı Albert Henry Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilmiş ve 1945 yılında son halini almıştır. Bu sistem diğer sistemlerin temelini oluşturmuştur. Geliştirilen ilk sistemdir ve bu sistemde renk; Hue (H)-ana renk, Value (V)-rengin parlaklığı ve Chroma (C)-rengin doygunluğu olmak üzere üç farklı boyutta ele alınır (Şekil 2.3.) (32, 69, 70).



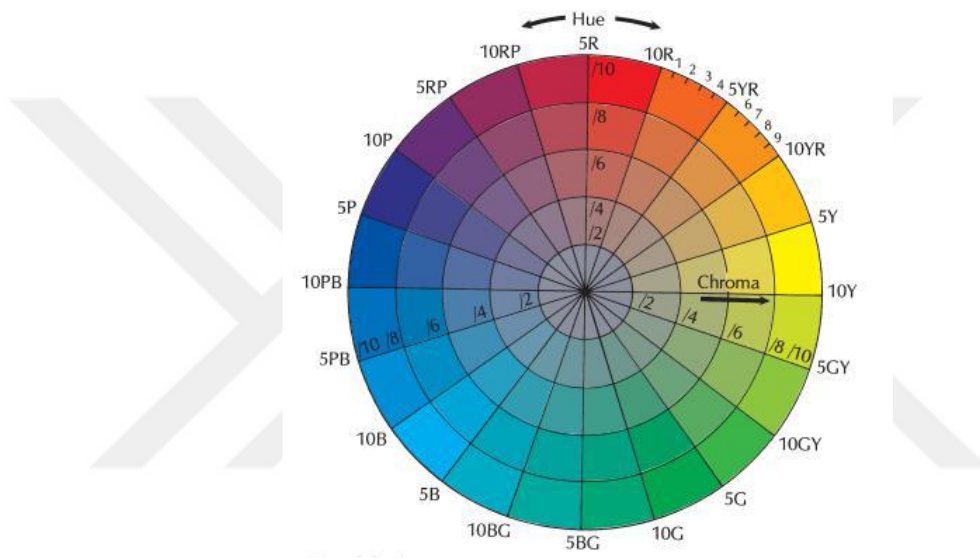
Şekil 2.3. Munsell'in renk küresi (32).

Munsell renk sistemi bir küre ile ifade edilir. Merkezde renksiz ve akromatik eksen yer alır. Eksenin en yukarısında saf beyaz, en altında ise siyah renk bulunur. Renk tonları eksen etrafında dizilmişlerdir ve her renk tonu kendi içinde parlaklık ve doygunluğuna göre dizilmiştir. Kürenin en üstünde açık renkler altında ise koyu renkler yer alır. Kürenin en dışında saf renk tonları bulunur ve merkeze doğru yaklaştıkça grilik miktarı artar (61).

Ana Renk (Hue)

Renkler içerisinde bir rengi diğerinden ayırt etmeyi sağlayan özelliktir. Kırmızı ve yeşil gibi bir rengin ismidir. Dalga boyu uzadıkça renk, spektrumun kırmızı tarafına doğru giderken dalga boyu kıaldıkça mor kısmına yaklaşır (10).

Munsell renk sisteminde renkler ona ayrılır ve bir tekerlek üzerine uyumlanmıştır. Bu renkler; sarı, sarı-kırmızı, kırmızı, kırmızı-mor, mor, mor-mavi, mavi, mavi-yeşil, yeşil ve yeşil-sarı'dır (Şekil 2.4.) (5, 10).



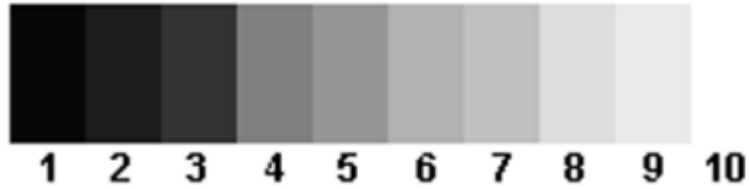
Şekil 2.4. Munsell renk sistemine göre ana renk (Hue) ve yoğunluk (Chroma) (yoğunluk (R, kırmızı; YR, sarı-kırmızı; Y, sarı; GY, yeşil-sarı; G, yeşil; BG, maviyeşil; B, mavi; PB, mor-mavi; P, mor; RP, kırmızı-mor) (5).

Renğin Parlaklığı (Value)

Bu terim bir cismin parlaklığı, açıklığı-koyuluğu, ya da renk değeri olarak tanımlanmaktadır. Bir cismin parlaklığı yüzeyinden yansıttığı ya da içinden geçen enerji miktarına bağlı olarak değişir. Siyah-beyaz fotoğraflarda renk olmamasına rağmen görüntüler aydınlanma miktarına göre grinin tonları olarak izlenir. Birbirinin aynı olmayan iki renk aynı parlaklığa (value) sahip olabilir (5, 71).

Munsell'in renk tanımlamasına göre rengin parlaklık değeri 10 dereceye ayrılır ve 0 değeri siyaha karşılık gelirken 10 değeri beyaza karşılık gelir. Doğal dışların renk

parlaklığı değeri 4 aralığında değişir. Yapılan restorasyonun renginin parlaklık değerinin çok yüksek olması dışarıdan daha kolay fark edilmesine neden olur ve bu yaygın olarak yapılan estetik bir hatadır. Aydınlık değeri olan rengin parlaklığı, ne kadar yüksekse dış daha kolay göze çarpan, tebeşirimsi bir görüntü verir (Şekil 2.5)(10, 71, 72).

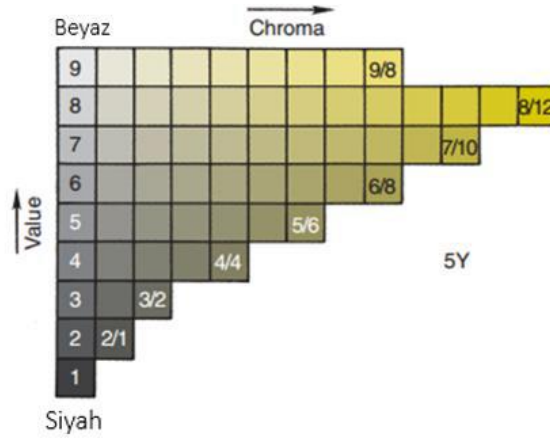


Şekil 2.5. Rengin parlaklığı (Value) (10).

Rengin Doygunluğu (Chroma)

Rengin doygunluk miktarını gösterir ve güçlü bir rengin zayıf renkten ayrılmasını sağlar (10). Renk tonunun doygunluk derecesi ya da saturasyonu olarak tanımlanır. Örnek olarak pembe renk düşük saturasyondaki kırmızıdır (5, 71).

Bir renge gri katılırsa bu durum rengin doygunluğunu azaltır ancak renk tonu değişmez. Başlangıç renginin değişebilmesi eklenen grinin renk değerine (value) bağlıdır. Grinin renk değeri, başlangıç rengin renk değerinden fazlaysa oluşan rengin renk tonu aynı kalır ancak renk değeri azalır ve renk doygunluğu (chroma) artar. Eklenen grinin renk değeri başlangıçtaki renkten daha düşük olursa bu sefer renk doygunluğu ile beraber renk değeri de azalacaktır (Şekil 2.6.)(10, 61).

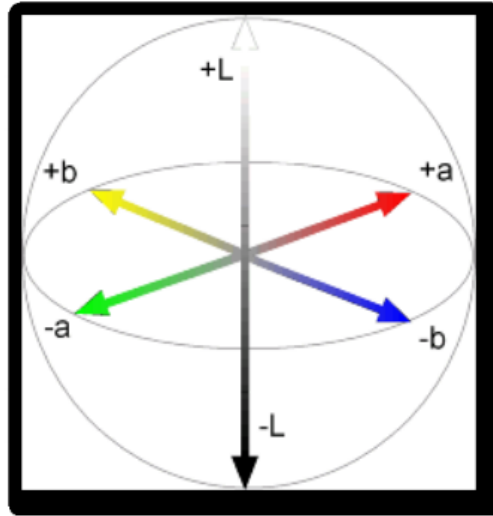


Şekil 2.6. Parlaklık (Value) ve yoğunluğun (Chroma) Munsell renk sisteminde gösterilişi (10).

2.14.2. CIELab Renk Sistemi

Renk sistemleri içerisinde en sık kullanılan, 'Commission Internationale de l'Eclairage' (CIE) tarafından sunulan CIE sistemidir (10, 66).

İlk olarak 1931 yılında ortaya atılan bu sistem, rengin oluşturduğu spektral cevabın standart bir ışık kaynağı altında standart bir gözlemci tarafından yorumlanmasına dayanır (6, 67). L,a,b renk uzayı ise 1976 senesinde tanıtılmıştır (66). Bu sistem Munsell renk sistemine çok benzemesine rağmen bu sisteme göre avantajı renk farklılıklarını klinik olarak yorumlama olanağı sunmasıdır (10). CIELab renk sisteminde renk L,a ve b olmak üzere 3 koordinat ile ifade edilmektedir. L koordinatı Munsell renk sistemindeki renk değerine (value) karşılık gelir ve rengin açıklık-koyuluğu hakkında fikir verir. Saf siyah 0, saf beyaz ise 100 L değerine karşılık gelmektedir. Açık renk yüksek L değerlerine karşılık gelirken koyu renkteki nesnelere L değeri daha düşüktür Şekil(2.7.)(6, 10).



Şekil 2.7. CIELab koordinatları ve renk sistemi (10).

a ve b koordinatları rengin kromatik özelliğini ifade eder. Pozitif a değeri kırmızılık derecesini gösterirken negatif a değeri yeşillik derecesini gösterir. Pozitif b değeri sarılığın gösterirken negatif b değeri mavilik derecesini gösterir (10, 66).

CIE Lab renk sisteminin klinik olarak bize sağladığı en önemli avantaj iki örnek arasındaki renk farklılığının sayısal olarak belirlenebilmesidir. Renk farklılığını belirlerken bir formül kullanılır ve çıkan sonuç ΔE ile ifade edilir.

Bu formülde yer alan ΔL , Δa ve Δb iki örneğin L, a ve b değerleri arasındaki farka karşılık gelir. Hesaplamalarda kullanılan formül aşağıdaki gibidir (6).

$$\Delta E = \sqrt{(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2}$$

2.15. Işık ve Renk ile İlgili Terimler

2.15.1. Translüsensi

Bir nesnenin içerisinden ışığı geçirme düzeyi için translüsent (yarı saydam) ve transparant (saydam) ifadeleri kullanılmaktadır. Translüsensi özelliği, transparant ve opakite özelliği arasında bir derece olarak tanımlanabilir. Translüsensi derecesini arttırmak rengin parlaklık değerinde azalmayla sonuçlanır. Çünkü göze geri dönen ışık miktarı da azalmaktadır. Transparant yani saydam nesnelere yüzeylerinden ışığı yansıtılmazken, translüsent nesnelere ışığı belli oranlarda yansıtılır. Bu nesnelere nispeten

daha opak görünümlüdür. Bu özelliğin baskın olduğu restorasyonlar, yüksek oranda saydamlık ve daha açık bir renk görünümü sergilerler (73, 74).

Restoratif maddelerin optik özelliklerinde sağlanan gelişmeler ile doğal dişe benzer optik özelliklere sahip olan restorasyonlar elde edilebilir. Bir materyalin tranlüsensi ya da opasite düzeyini görsel veya dijital yöntemlerle ölçmek mümkündür (74).

2.15.2. Opasite

Bir maddenin ışık geçişini engelleme özelliğine sahip olması durumudur. Güneş gibi beyaz bir ışık kaynağı altında bulunan bir cisimden, spektrumdaki tüm renkler aynı miktarda geri yansiyorsa cisim beyaz olarak görünür. Bunun tam tersi olarak, spektrumdaki tüm renkler eşit olarak emilirse cisim siyah olarak görünür. Opak maddeler ise üzerine gelen ışığın az bir kısmını emerler ve daha büyük bir kısmını yansıtırlar (68).

2.15.3. Metamerizm

İki rengin belirli ışık koşullarında uyumlu gibi gözükmesine rağmen spektral yansımalarının farklı olması durumu “metamerizm” olarak tanımlanır. Bu iki renk birbirinin “metameri” olarak adlandırılır. Bu durum çevresel etkenlerin renk seçiminde önemli bir etken olduğunu gösterir (5). Farklı ışık kaynakları altında yapılan dişe renk seçimleri buna örnek olabilir. Floresan ışık altında bir renk anahtarı kullanılarak yapılan renk seçiminin, akkor flamanlı lambası olan bir ışık kaynağı altında dişe uymaması bu duruma örnektir (5).

Birbirinin metameri olan iki cisim aydınlanma koşulları değiştirildiğinde aynı renkte gözükmez. Örneğin muayenehane ışığında aynı renk olarak görünen iki cisim gün ışığında farklı iki renk olarak algılanabilir. Bu nedenle yapılan renk seçimleri gün ışığı ve floresan ışık gibi değişik ışık kaynakları altında kontrol edilmelidir. Bu konuda laboratuvar ve klinik ortamının aydınlatma koşulları açısından standart olmasının önemi büyüktür. Gün içerisinde renk seçimi yapmak için en ideal zaman saat 12.00-

15.00 arasındır. Ayrıca kullanılan opak yüzey boya ları da metamerizmin etkisini arttırmaktadır (40).

2.15.4. Floresanlık

Bir cismin X ışınları ya da ultraviyole ışık gibi yüksek enerjili ışığa maruz bırakılması sonucu etrafına ışık saçması olayıdır. Floresans özelliği olan nesnelere de canlı ve parlak bir görünüme sahiptirler (68).

Ultraviyole ışık dişe ya da restorasyona çarptığında bu cisimler etrafına görülebilir radyasyon saçarlar. Işığın cisme ulaşmasıyla floresans aktivite başlar yani cisim etrafına ışık saçar. Radyasyon bittiğinde ise floresans aktivite biter (75). Bu durum ilk olarak florürde (CaF_2) gözlemlendiği için ismini bu minerale almıştır. Dental porselenlere de bu özelliği taklit edebilmesi amacıyla evropiyum, seryum ve itriyum eklenmektedir (68, 76).

2.15.5. Parlaklık

Yüzey parlaklığı cisme cilalı bir görünüm verir ve rengin algılanmasında oldukça önemli bir özelliktir (77). Yüksek yüzey parlaklığı genel olarak düz ve pürüzsüz yüzeylerde elde edilir. Bunun nedeni pürüzlü yüzeylerin ışığı dağıtmasıdır (77, 78).

Aynı renkteki diş ve restorasyon ya da restorasyonlar arasındaki parlaklık farkları bile kolaylıkla fark edilmelerine neden olur. Yüksek parlaklık, birbirinden farklı olan iki rengin de daha kolay fark edilmesini sağlar. Restorasyonlarda kullanılan maddelerdeki yüksek parlaklık, renk görünümünün daha açık algılanmasıyla sonuçlanır (79).

2.16. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan renk ölçüm yöntemleri; görsel yöntem ve aletli yapılan renk analiz yöntemleri olmak üzere ikiye ayrılır (10, 80).

2.16.1. Görsel Ölçüm

Klinikte en sık kullanılan yöntemdir ancak güvenilir değildir ve tutarsız sonuçlar verebilir (10, 80). Bu tür renk ölçümü çevreye ve gözlemciye bağlı olan etkenlerden etkilenir. Yaş, yorgunluk, aydınlatılma koşulları, cismin ve ışığın konumu, ve metamerizm gibi standardize edilemeyen etkenler nedeni ile bu yöntemle her zaman tutarlı saptamalar yapılamayabilir (80).

Renk Skalaları

Görsel yöntemde renk seçimi yapabilmek için firmalara göre değişen renk skalaları kullanılmaktadır. Günümüzde yaygın olarak kullanılan renk skalaları; *Vitapan Classical*, *Vitapan 3D Master*, *Ivoclar Chromascop'tur*.

Vita Classic Renk Skalası

Vitapan Classical skalası 16 ayrı renkten oluşmaktadır. Farklı renk tonlarında (hue) dört grup (A,B,C,D) bulunmaktadır ve bu 4 grup kendi içerisinde farklı renk yoğunluklarına (chroma) ayrılmaktadır (81).

Grupların renk tonları şu şekilde sıralanmaktadır; A grubu kırmızımsı-kahverengi, B grubu kırmızımsı-sarı, C grubu gri ve D grubu kırmızımsı-gri. Her grup içerisindeki renk sıralaması grup içerisindeki renk yoğunluğu artışına göre olmaktadır ve renk sıralamaları şu şekildedir;

- A grubu 5 renk: A1, A2, A3, A3.5, A4
- B grubu 4 renk: B1, B2, B3, B4
- C grubu 4 renk: C1, C2, C3, C4
- D grubu 3 renk: D2, D3 ve D4

"*Vitapan Classical*" skalası çok uzun yıllar altın standart olarak kabul görmüştür (Şekil 2.8.) (66, 81).



Şekil 2.8. Vitapan Classical renk skalası (81).

Chromascop Renk Skalası

Chromascop renk skalasında ana renk, parlaklık, doygunluk sayılarla ifade edilir. Buna göre 100 sayısı beyazı, 200 sarı, 300 turuncu, 400 gri ve 500 sayısı kahverengi ana renk gruplarını simgeler. Bu skalada doygunluk ve parlaklık 10, 20, 30, 40 sayılarıyla ifade edilir. Sayı arttıkça doygunluk miktarı azalırken parlaklık artar. Yani 10 sayısı ana renk grubu içindeki en düşük doygunluğa ve en yüksek parlaklığa sahip olan rengi ifade ederken 40 sayısı en doymuş ama en az parlak rengi ifade eder (81).

Toothguide 3D-Master Renk Skalası

Doksanlı yılların sonunda ise '*Toothguide 3D-Master*' (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) skalası tanıtılmıştır (81). Bu skala renkleri açıklık değerine göre (lightness) 5 gruba ayırır ve toplamda 26 renk içerir. Skaladaki renkler dikey yönde, renk yoğunluklarına göre yatay yönde ise renk tonlarına göre dizilmişlerdir. Bu skalada 1. grup 2 renk, 2-3-4. gruplar 7 renk, 5. grup ise 3 tane renk içerir. Skalaya ait kodlama yapılırken harfin önündeki sayı grup numarasını yani rengin parlaklığını (value) vermektedir (1,2,3,4,5). Düşük grup numarası daha açık renk anlamına gelmektedir. Harf kodlaması ise renk tonunu belirtmektedir. M harfi sarı veya kırmızı tonların ortası, R harfi kırmızı renk tonu, L harfi ise sarı renk tonu için kullanılır. Harf kodundan sonra gelen rakam ise renk doygunluğunu (chroma) göstermektedir. Sayısal değer arttıkça renk doygunluğu da artmaktadır (1; 1,5; 2; 2,5; 3) (Şekil 2.9.) (66, 81).



Şekil 2.9. Vita Toothguide 3D-Master skalası (81).

Toothguide 3D-Master renk skalası *Vitapan Classical* skalasına göre daha fazla renk seçeneğine sahiptir. Bunun yanı sıra tecrübesiz ve yeterli renk bilgisine sahip olmayan klinisyenler kullanımında güçlük çekebilir (81).

Renk seçiminde dikkat edilmesi gereken durumlar vardır. Renk seçimi esnasında hastanın ağızı hekimin göz seviyesinde olmalıdır ve hastanın yüzünde makyaj varsa silmesi gerekir. Ağız içi dokuların renk seçimini etkilememesi için dil ekarte edilip nötral gri bir arka plan oluşturulmalıdır. Renk skalası dişlerle aynı seviyede olmalıdır ve renk seçimi öncesi dişlerde dehidratasyona neden olabilecek herhangi bir işlem yapılmamalıdır (67).

İlk önce renk değeri seçilmelidir ve seçim yapılırken gözler kısıp bakılarak, göze giren ışık miktarı azaltılarak, açık-koyu renk ayırt edilmelidir. Renk seçimi sırasında 5 sn'den uzun süre diş bakmak gözü yoracağından, nötral gri bir zemine bakılarak göz dinlendirilmelidir. Seçim yapıldıktan sonra yapılan seçimin doğruluğu farklı ışık kaynakları altında kontrol edilmelidir (67).

2.16.2. Aletli Renk Analiz Yöntemleri

Dijital renk ölçüm aletleri yüzeyde yapabildikleri ölçüm alanına göre, SM (Spot Measurement-SM) ve CTM (Complete Tooth Measurement-CTM) cihazları olarak ikiye ayrılırlar. SM cihazları diş yüzeyinde oldukça küçük bir bölge için ölçüm yapabilirken, CTM cihazları diş yüzeyinin renk haritasını tek seferde çıkarabilirler. Bu

teknolojik sistemlerin çoğu renk farklarını ortaya koymak için CIE Lab Renk sisteminin ΔE değerini kullanmaktadır (66). Çevre ve ışık kaynağının etkisinin olmaması, ölçümlerin hızlı tekrarlanabilir ve güvenilir olması bu yöntemin avantajlarıdır.

Alet kullanılarak yapılan renk seçimlerinde ise dijital kameralar, spektrometreler, kolorimetreler ve spektrofotometreler kullanılır (82).

Dijital Kameralar

Renk seçim işleminde hasta ve hekimin iletişiminin sağlanabilmesinde bir yöntem olarak dijital kameraların kullanılması son zamanlarda yaygın hale gelmiştir. Dijital kameraların en önemli avantajı, ölçümün noktasal olmayıp tüm nesnenin renk görüntüsünün alınabilmesidir (83). Bu sistem; dijital kamera, kameranın bağlı olduğu bir bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, renk sensörü ve bilgisayar programından oluşmaktadır. İstenilen nesnenin görüntüsü dijital bir kamera ile alındıktan sonra, görüntü bir bilgisayara aktarılır ve görüntüye ait değerler CIE Lab cinsinden ifade edilir (84). Hekim ve teknisyenin aynı bina, şehir veya ülkelerde bulunmadığı durumlarda iletişimi kolaylaştırdığı düşünülmektedir (84). Bu yöntemde dijital fotoğrafların görüntü kalitesi çok önemlidir. Görüntü kalitesi, kameranın tipi ve ayarları, ortamın aydınlatma koşulları, alınan görüntü boyutu, diş pozisyonu ve kullanılan renk anahtarına göre değişkenlik gösterir. Bu yöntemle etkili sonuçlar elde edebilmek için uygun koşulların sağlanması gerekir. Ayrıca yapılan değerlendirmelerinde tamamen subjektif olduğu görüşü de yaygındır (85).

Spektrometreler

Spektrometreler, ışınım (radiance) ve parlaklık (irradiance) gibi radyometrik değerlerin belirlenmesi için üretilmişlerdir. Renk üretimi uygulamalarında oldukça sık kullanılan aletlerdir. Spektrometrelerin ölçtüğü yansımaya değeri nesnenin kimyasal yapısı ile ilgilidir. Çünkü nesnenin renk, parlaklık, doku ve görünüş gibi özelliklerini kimyasal yapı belirler. Bu aletlerin ölçebildiği enerji, görünür ışık spektrumunun üzerinde 5, 10 ve 20 nm aralıklarında ölçülür.

Spektroradyometrelerin avantajı, görsel yöntemle renk seçilirken oluşturulan gözlem koşullarındaki gibi maddeye temas etmeden renk ölçümü yapılabilmesidir. Bu aletler ile parlak yüzeylerin renk ölçümü de gerçekleştirilir. Ancak, aletin farklı konumlandırılması tekrarlanan ölçümlerde aletin tutarlılığı açısından önemlidir (86). Diş hekimliği araştırmalarında spektroradyometreler, diş renginin veya seramik kor yapıların translusensliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır (67, 87).

Kolorimetreler

Standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi belirleyen ve nesnedeki renk verilerini analiz eden aletlerdir. Bu aletler CIE Lab sistemine göre L, a, b değerlerini verirler (88). Bu sistemi kullanan aletlerin çalışma mekanizmaları; belirli açıda ışın gönderip sabit açıyla dönen ışınların yansıma değerlerinin ölçülmesine dayanır. Elde edilen renk verileri matematiksel olarak analiz edilebilir ve başka bir nesnenin renk değerleriyle karşılaştırılabilir. Bu aletlerde yüzey renginin ölçülmesi için insan gözündeki koni tipi hücreleri taklit eden 3 adet sensör mevcuttur. Bu sensörler CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine en yakın sonucu vermek adına yerleştirilmişlerdir (66, 89).

1980'li yıllarda ilk olarak üretilen kolorimetre '*Chromascan*' (Sterngold, Stamford, CT, USA)'dır. Chromascan yetersiz hassasiyeti ve kullanımındaki zorluklardan dolayı çok başarılı olamamıştır (90).

ShadeEye Chromametre (Shofu, Japan) ikinci jenerasyon olarak üretilen dental kolorimetre cihazıdır. Bu cihaz kolorimetrelerde, var olan ışığın yansıması ve dağılması gibi sorunları ortadan kaldırmak amacı ile rengi alınacak maddenin tipinin seçilebildiği seçenekleri içerir. Diş hekimliğinde kullanılan kolorimetreler başarılı bulunsalar da çeşitli dezavantajları mevcuttur (91).

Kolorimetrelerin dezavantajları aşağıda açıklanmıştır;

- Düz yüzeyler için tasarlanmış olduklarından diş gibi eğimli yüzeylerde kullanımları her zaman güvenilir sonuçlar vermeyebilir.

- Haywood ve arkadaşları; yaptıkları çalışmaya göre kolorimetrelerin diş gibi translüsent nesnelerin renginin belirlenmesinde uygun olmadıklarını savunmuşlardır (92).
- Dar açıklığa sahip olan aletlerde “edge-loss” olarak tanımlanan nesneden yansıyan ışığın tam olarak geri dönememesi gibi sorunlar yaşanır (93).
- Kolorimetrelerin filtreleri kısa sürede eskimektedir bu da aletin kullanılabilirliğini etkilemektedir (66).
- Metamerizmi değerlendirmek için kullanımları uygun değildir (66).

Spektrofotometreler

Bir nesnenin yansıttığı veya geçirdiği radyant enerji yoğunluğunu bütün görünür dalga boylarında ölçen aletlerdir (94). Aletin içerisinde beyaz ışığı 10-20 nm dalga boyları arasında bir spektruma ayıran prizma mevcuttur (95). Spektrofotometrelerle ölçüm, aletin içine yerleştirilen nesnenin farklı açılardan ışınlarla maruz bırakılması ile yapılır. Ancak diş hekimliği uygulamalarında bu mümkün olmayacağı için, bu alanda kullanılan yöntem ışınlama derecesinin 0, gözlem derecesinin 45 olduğu yöntemdir (96).

Vita Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) taşınabilir bir cihazdır ve el parçası alete bağlıdır. Temas ucunun çapı 5 mm'dir. İçindeki halojen lamba sayesinde etrafında aydınlatma sağlar. Vita Classic veya Vita 3D master skalalarına göre ölçüm yapabilmektedir (Şekil 2.10.) (67).



Şekil 2.10. Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen,Almanya) Spektrofotometre (67).

Crystal Eye (Olympus, Tokyo, Japonya) 2006 yılında tanıtılmıştır. Ağız içi fotoğraflar alır ve laboratuvarında protezin son hali, özel olarak tasarlanan ve ağız ortamını taklit eden çene modeli üzerinde fotoğraflarır.

SpectroShade (MHT, Niederhasli, İsviçre) dijital görüntüleme ve spektrofotometrik analizi aynı anda yapan, çift dijital kamera sistemine sahip bir alettir. Bütün diş yüzeyinde aynı anda ölçüm yapabilen halojen ışık kaynağına sahip güvenilir bir alettir. Taşınabilir olmaması ve optik başının çok büyük olması ise dezavantajlarıdır. Ancak bu aletin *SpectroShade Micro* ve *Spectro-Shade Mobile* gibi taşınabilir tarzda olanları geliştirilmiştir. Yapılan çalışmalar sonucu *Spectro-Shade* görsel renk seçimi ile karşılaştırıldığında, tekrarlanabilirlik açısından oldukça başarılı bulunmuştur (Şekil 2.11.) (97).



Şekil 2.11. SpectroShade Micro (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre) (67).

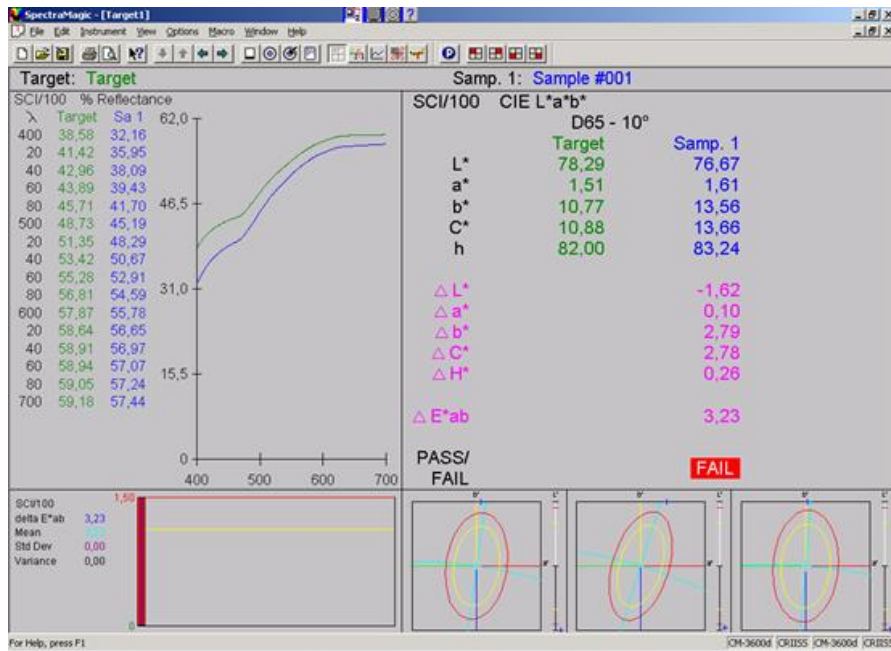
Konika Minolta CM 3600A (Konika Minolta Sensing, Inc., Tokyo, Japan) çeşitli alanlarda kullanılan endüstriyel örneklerin renk değerlerini ve renk farklılıklarını CIE Lab sistemine göre ölçebilen bir spektrofotometredir (Şekil 2.12.) (98).



Şekil 2.12. Konica Minolta 3600A Spektrofotometre (98).

Renk ölçümleri 8 derecelik bakış açısıyla 10 nm aralıklarla 360-740 nm arasındaki dalga boyunda yapılmaktadır. Kullanılan örneğin boyutuna göre aletin 4, 8 ve 25 mm çaplarında üç ayrı tablası bulunmaktadır. Üretici firmanın bildirdiğine göre, ölçümler % 99,7 doğrulukta ve % 99,4 tekrar edilebilirlik oranlarında yapılabilmektedir.

Ölçümler bir bilgisayar yazılımı sayesinde (Spectra Magic™ Windows 2000/XP/Vista, ABD) bilgisayar ortamına aktarılarak CIE Lab sistemi değerlerine göre elde edilir (Şekil 2.13.).



Şekil 2.13. Spectra Magic™ Programında Ölçüm Değerleri.

Ölçümler bilgisayar programında kayıt altına alınır ve ardından yapılan ikinci ölçüm ile aralarında olan renk değerlerindeki farklılıklar aynı yazılım programı ile hesaplanabilir. Kullanılan yazılım programı ile H (Renk tonu-Hue), C (Rengin doygunluğu-Chroma), L (rengin parlaklığı-Lightness), a, b değerleri ve bu değerlerin ikinci ölçümlerindeki değerler ile karşılaştırılarak, farkları (ΔE , Δa , Δb , ΔH , ΔC) hesaplamak mümkündür (98).

2.17. Tekrarlanan Fırınlamalar

Doğru fırınlama aşamaları uygulanmış bir porselende tanecikler çeperlerinden kaynaşır ve cam faz korunur. Fazla fırınlanan porselende ise bu çeperler kaybolur ve porselende daha yeşilimsi bir görüntü oluşur. Aynı zamanda yüksek fırınlama sıcaklığı restorasyona verilen şeklin bozulması ile birlikte porselende çökmeye ve yuvarlaklaşmaya neden olur. Uygun fırınlama aşamaları gerçekleştirilerek fırınlanmış porselen yüzeyinde sadece 25 μm kalınlığında erimiş yüzey mevcuttur. Bu durum ancak üretici firmanın önerdiği fırınlama ısısına uyulduğunda gerçekleşir. Hatta önerilen ısıdan çok daha düşük ısıda fırınlama yapıldığında, ışık geçirgenliği fazla olan daha doğal bir görünüm elde edilmiş olur. Restorasyonun en son şekli verilene kadar çoğunlukla dört ya da beş kez porselen eklenmesi nedeni ile ek fırınlamalara ihtiyaç duyulmaktadır. Hastada ağız içinde yapılan provalar sonucu bu tekrarlanan fırınlamaların sayısında artış olabilmektedir (99).

Her fırınlamada porselen, ısıtma ve soğutma işlemlerine maruz kalır. Tekrarlanan bu ısıl işlemler, porselenin mekanik özelliklerini olumsuz etkiler ve yapı içinde istenmeyen streslere yol açar (100).

Tekrarlanan fırınlamaların bir diğer sonucu da porselendeki cam fazın kristal faza dönüşmesiyle oluşan "bulutlu" görüntüye neden olan devitrifikasyon olayıdır. Devitrifikasyon, çoğunlukla metal porselen sistemlerinde kullanılacak seramiklerde ısıl genleşme katsayısını metalinkiyle uyumlu hale getirmek için yapıya katılan modifiye edicilerden kaynaklanmaktadır. Bu olay çoğu kez lösit kristali ve Na_2O ve K_2O gibi alkalilerin yapı içindeki miktarının artması sonucu gerçekleşir. Yapı içinde K_2O miktarının artması kristal faza geçişi hızlandırır (101).

Porselen sistemlerindeki gelişmelere rağmen doğal diş rengine uygun porselenleri elde etmek oldukça güçtür. Tekrarlanan fırınlamaların, metal destekli porselenlerde kullanılan porselenin rengi, floresans özelliği, mikro yapısı ve parlaklığına etkisini araştıran çalışmalar da yapılmıştır (14, 43, 102, 103).

Porselenlerin erime ısını düşürmek için modifiye edici olarak eriticiler eklenmiştir. Bu eriticilerin yüksek bir akıcılığı vardır ve glazeli yüzeyin oluşmasına katkıda bulunurlar. Tekrarlanan fırınlamalara uğrayan porselenin glaze tabakasının yetersizliği eriticilerin kaybı ve porselen içinde meydana gelen değişikliklerden ileri gelmektedir. Fırınlama esnasında, yüksek akıcılığa sahip matriks porselen yüzeyine çıkar ve doğal glaze tabakasının oluşmasını sağlar. Tekrarlanan fırınlamalarla birlikte doğal glaze tabakası oluşturmak için gerekli matriks miktarı azalır (46). Ayrıca, tekrarlanan fırınlamalar sonucunda porselen içerisindeki gözeneklerin boyutları azalır ve porselen camsı bir hal alır. Gözeneklerin azalması sertliği arttırırken esnekliği azaltır (104).

Tekrarlanan fırınlamalar, porselen içerisindeki renk pigmentlerinin yanmasına, porselen kitlesinin yığılmasına ve devitrifikasyonuna yol açar. Bu nedenle porselen restorasyonların tekrarlanan fırınlamalarından olabildiğince kaçınılması önerilir (46, 104).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda metal destekli porselen sistemlerde kullanılan farklı marka ve kalınlıklardaki porselenlerde, tekrarlanan fırınlama işlemlerinin meydana getirebileceği renk değişikliği, spektrofotometre cihazı ile ölçülmüştür.

Bu çalışmada metal destekli porselen sistemlerde kullanılan dört farklı marka porselen seçilmiştir (Tablo 3.1.). Üç marka için Vita Classical skalasına göre A1 porselen rengi seçilmiştir. Vita marka porselende ise Vita Classical skalasındaki A1 renge karşılık gelen, 1m2 porselen rengi (Vita Toothguide 3D-Master) seçilmiştir (105, 106).

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan dental porselen markaları ve üretici firmaları.

Dental porselen markası	Üretici firma
IPS Classic	Ivoclar Vivadent AG; Schaan, Liechtenstein
Noritake Super Porcelain EX-3™	Kuraray-Noritake Dental Supply, Nagoya, Japonya
Ceramco 3	DENTSPLY International, Inc. ; Canada
VITA VMK Master	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya

Tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk parametrelerinde meydana gelen değişikliği ölçmek amacıyla Hacettepe Üniversitesi Gıda Mühendisliği Ar-Ge Laboratuvarı'nda bulunan spektrofotometre cihazı (Konica Minolta CM 3600A, Tokyo, Japonya) kullanılmıştır.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada Ni-Cr kıymetsiz metal alaşımından 120 adet altyapı örneği hazırlanmıştır.

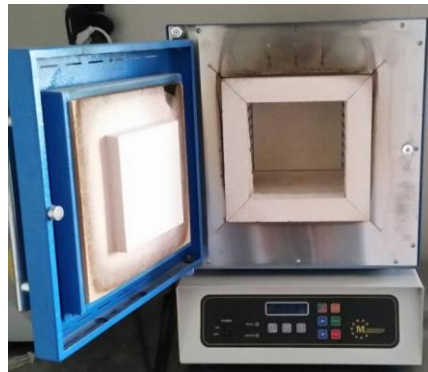
İlk aşamada CAD-CAM sistemi kullanılarak akrilik bloklardan (Temp Mono Color Dental CAD/CAM Disc, FSM Dental, Ankara, Türkiye) 0,5 mm kalınlığında ve 10 mm çapında öncü örnekler hazırlanmıştır. Bu hazırlanan akrilik örneklerin, kalıp içine konulan A tipi silikona (Vinylbest A Tipi Silikon; BMS Dental Srl; Capannoli İtalya) yerleştirilerek, ölçüleri alınmıştır. Hazırlanan negatif boşluklar mavi renkli inley mumu

(Polywax 665 inlay wax) ile doldurulmuştur ve mum örnekler hazır hale getirilmiştir (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Ni-Cr metal altyapı örneklerin dökümü için, A tipi silikon ve akrilik öncü örnekler ile hazırlanan negatif boşluklar ve çoğaltılan mum örnekler.

Elde edilen mum örnekler revetmana (Castorit® super C; DENTAURUM GmbH & Co. KG; Almanya) alınmıştır. Revetman kalıplar, döküm kanalları aşağıya doğru olacak biçimde, döküm potaları ile birlikte mum uzaklaştırma işlemi için, ön ısıtma fırınına (Mikrotek, Ankara, Türkiye) yerleştirilmiştir (Şekil 3.2.). Bu fırında sıcaklık artışı dakikada 5 °C olacak şekilde 250 °C ye kadar ısıtılıp, 60 dakika boyunca bu ısıda tutulmuştur. Daha sonra tekrar sıcaklık artışı dakikada 5 °C olacak şekilde 950 °C kadar ısıtılıp, 30 dakika boyunca bu ısıda tutulmuştur.



Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan ön ısıtma fırını.

Mum uzaklaştırma işlemi tamamlandıktan sonra, 1410 °C de indüksiyonlu ısıtma ve santrifüjlü döküm fırınında (Mikrotek, Ankara, Türkiye) (Şekil 3.3.) metal alaşımı (Remanium® CSe ; DENTAURUM GmbH & Co. KG; Almanya) kullanılarak döküm işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.3. Çalışmamızda kullanılan santrifüjlü döküm fırını.

Çalışmamızda kullandığımız Remanium® CSe metal alaşımının bileşimi ve fiziksel özelliklerine ait veriler Tablo 3.2 ve Tablo 3.3'te verilmiştir.

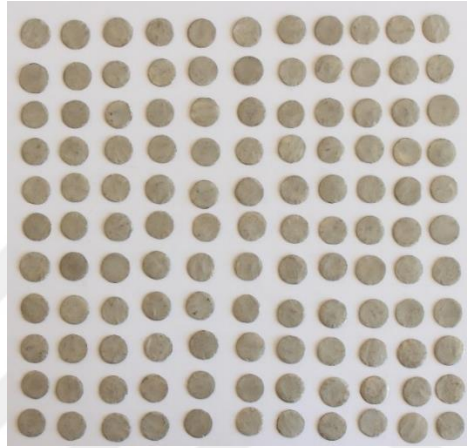
Tablo 3.2. Remanium® CSe alaşımının bileşimi (% ağırlık olarak).

Alaşım	Ni	Cr	Mo	Si	Fe
Remanium® CSe	63,0	30,0	5,0	1,1	-

Tablo 3.3. Kullanılan Remanium® CSe metal alaşımının fiziksel özellikleri.

Alaşım	Densite (g/cm ³)	Genleşme katsayısı 25–500 °C (10 ⁻⁶ K ⁻¹)	Sertlik değeri HV10	Elastiklik modülü (GPa)	Uzama yüzdesi (MPa)	Tam katılma sıcaklığı °C	Tam sıvılaşma sıcaklığı °C
Remanium® CSe	8.2	14	195	170	580	1260	1350

Bu işlem sonrasında manşet fırından çıkarılıp oda ısısında 30 dakika boyunca soğumaya bırakılmıştır. Metal örneklerinin üzerinde kalan revetman artıklarını temizlemek amacıyla örnekler 30 sn boyunca 50 µm'lık alüminyum oksit parçacıkları ile 10 cm uzaklıktan 2 atm basınç ile 45°'lik açı altında kumlama işlemine (Mikrotek, Ankara, Türkiye) tabi tutulmuştur. Döküm kanalları karbon separe ile kesilmiş ve çapaklar giderilmiştir (Şekil 3.4.). Her altyapı örneğinin kalınlığı dijital bir kumpas (Mac Allister, dijital kumpas) ile ölçülmüştür (Şekil 3.5.).



Şekil 3.4. Ni-Cr alaşımından hazırlanan metal altyapı örnekleri.



Şekil 3.5. Hazırlanan metal altyapıların kalınlığının dijital kumpasla ölçülmesi.

Örnekler, oksidasyon işlemi için kullanılan programa ayarlanmış fırına (Multimat Easy; Dentsply; Almanya) alınmıştır (Tablo 3.4.). Program tamamlandıktan sonra oda ısısında soğumaya bırakılmıştır.

Tablo 3.4. Oksidasyon için fırın programının değerleri.

Vakum Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Dakikada Sıcaklık Artışı (°C /dak)	Vakum Süresi (dak)	Vakum Bitiş Sıcaklığı (°C)
600	100	5	980

Hazırlanan 120 adet Ni-Cr altyapı örneği, uygulanacak dental porselen markalarına göre ve her grupta 30 örnek olmak üzere dört gruba ayrılmıştır. Her grup ise kendi içinde uygulanacak olan porselen kalınlığına göre (0,5mm; 1mm ve 1,5mm) onar örnekten oluşan üç gruba ayrılmıştır (Tablo 3.5.).

Tablo 3.5. Örnek gruplarının sayısal dağılımı.

IPS Classic (30)			Noritake (30)			Ceramco (30)			Vita (30)		
0,5	1	1,5	0,5	1	1,5	0,5	1	1,5	0,5	1	1,5
n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10

Veneer porselen uygulanması öncesi her marka grubuna göre kendi opak seramiği, yüzeylere uygulanmıştır. Opak sıvısı ve tozu cam üzerinde karıştırıldıktan sonra fırça yardımı ile metal altyapılar üzerine sürülmüştür. Uygulanan opak seramikleri ve fırınlama sıcaklıkları Tablo 3.6.'da sunulmuştur.

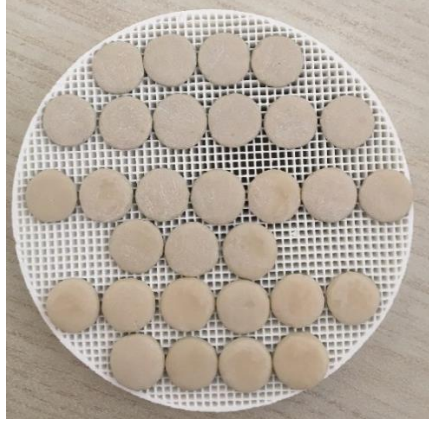
Tablo 3.6. Opak seramiklerin fırınlama sıcaklıkları.

Opak seramiğin adı	Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Sıcaklığın arttırıldığı süre(dk)	Dakikadaki sıcaklık artışı(°C)	En yüksek sıcaklık(°C)	En yüksek sıcaklıkta bekleme süresi(dk)	Vakum süresi(dk)
IPS CLASSİC (IVOCLAR VİVADENT)	403	4	-	100	960	2	-
CERAMCO (DENTSPLY)	650	3	3	70	970	0	0
NORİTAKE (KURARAY)	450	5	-	45	930	-	1
VİTA VMK MASTER	500	2	5,38	80	950	1	5,38

Ni-Cr metal altyapılar üzerine, çalışmada kullanılan her bir porselenden 0,5mm 1mm ve 1,5mm kalınlıkta olmak üzere tabakalama tekniği ile porselen yığma işlemi yapılmıştır (Şekil 3.6.). Porselen fırınlaması yapılırken üreticilerin önerdiği fırınlama aşamaları uygulanmıştır (Tablo 3.7.).

**Şekil 3.6.** Çalışmada kullanılan, dört farklı marka porselen tozu.**Tablo 3.7.** Porselenlerin fırınlama aşamaları.

Marka	Ön Isıtma Derecesi	Kurutma Zamanı dk	Sıcaklık Artışı °C/dk	Son Fırınlama Isısı °C	Son Fırınlama Isısı Süresi dk
IPS CLASSİC (IVOCLAR VİVADENT)	580°C	4	60	920	1
CERAMCO (DENTSPLY)	650°C	5	55	960	0
NORİTAKE (KURARAY)	450°C	5	45	680	0
VİTA VMK MASTER	500°C	7,49	55	930	1



Şekil 3.7. Fırınlamak üzere sırayla tablaya yerleştirilen örnekler.



Şekil 3.8. Örneklerin fırınlanması.

Fırınlama işlemi sonucunda meydana gelen büzülme karşılamak ve porselenin istenilen boyutlarda olmasını sağlamak için, büzülen porselenin üzerine tekrar porselen yağılarak bir kez daha fırınlanmıştır. Hazırlanan bütün örneklerin kalınlıkları dijital kumpas(Mac Allister, dijital kumpas) ile ölçülmüştür (Şekil 3.9.). Kontrol edilen örneklerden, boyutları fazla olanlar, elmas frezlerle (sinterize elmas frezler, joydenistanbul, Türkiye) düzeltilmiştir. Örnekler numaralandırılarak gruplandırılmıştır (Şekil 3.10.).



Şekil 3.9. Metal destekli porselen örneklerin kalınlıklarının ölçülmesi (0,5mm metal + 0,5;1;1,5 mm porselen kalınlığı: 1mm;1,5mm;2mm).



Şekil 3.10. Kutulanan örneklerin tamamı.

Buraya kadar açıklanan ve yapılan ilk iki fırınlama işlemi, metal destekli porselen örnekler için başlangıç fırınlama olarak kabul edilmiştir. Örnekler başlangıç fırınlama ile beraber toplam dokuz kez fırınlama işlemine tabi tutulmuştur.

3.2. Renk Ölçümü

Her örnek için başlangıç, 3. ,5. ,7. ,9. fırınlama işlemlerinden sonra Hacettepe Üniversitesi Gıda Mühendisliği Ar-Ge Laboratuvar'ında spektrofotometre (Konica Minolta CM 3600A,Tokyo, Japonya) ile renk ölçümü yapılmıştır (Şekil.3.11.).



Şekil 3.11. Çalışmamızda örneklerin renk analizinde kullanılan spektrofotometre

Ölçümler; 8 derecelik bakış açısıyla, 10 nm aralıklarla, 360-740 nm dalga boyu aralıklarında, D65 gün ışığı kullanılarak yapılmış ve renk değerleri elde edilmiştir. Spektrofotometre cihazının kalibrasyonu üretici firmanın belirttiği aralıklarla standart beyaz bir disk ölçülerek gerçekleştirilmiştir.

Yapılan ölçümler sonucu CIE Lab sistemine göre L (açıklık-koyuluk), a ve b (kromatik değerler) elde edilmiştir. Bu ölçümler sonucu kaydedilen L, a ,b değerleri ile ΔE hesaplamaları yapılmıştır. Aşağıdaki formül kullanılarak elde edilen ΔE parametresiyle tekrarlanan fırınlamalar sonucunda her örnekte meydana gelen renk değişimi değerlendirilmiştir.

$$\Delta E = \sqrt{(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2}$$

Renk değişimlerinin klinik olarak değerlendirilmesi Tablo 3.8.'e göre yapılmıştır (107).

Tablo 3.8. Renk farkının klinik olarak değerlendirilmesi (CIE Lab)(107, 108).

Renk farkı: ΔE	Klinik değerlendirme
0	Kusursuz
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Klinik olarak kabul edilemez

3.3. İstatistiksel Analizler

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov Smirnov testi ile incelendi. Her bir parametrenin karşılaştırılmasında 3 yönlü tekrarlı varyans analizi kullanıldı. Ana etkilerin incelenmesinde çoklu karşılaştırma testlerinden Tukey ve Tamhane's T2 testleri kullanıldı. Sonuçlar ortalama \pm standart sapma şeklinde sunuldu. Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4.BULGULAR

4.1. L Değeri

Gruplara göre ortalama L değerleri Tablo 4.1.'de sunulmuştur.

Tablo 4.1. Gruplara göre ortalama L değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler.

Porselen	Kalınlık	1. Fırınlama	3. Fırınlama	5. Fırınlama	7. Fırınlama	9. Fırınlama	Toplam
CERAMCO	0,5mm	76,72 ± 0,75	76,42 ± 0,67	75,96 ± 0,83	75,87 ± 0,45	75,58 ± 0,66	76,11 ± 0,8
	1 mm	76,62 ± 0,46	76,32 ± 0,43	75,86 ± 0,51	76,03 ± 0,53	75,7 ± 1,18	76,11 ± 0,7
	1,5 mm	75,13 ± 0,86	74,7 ± 0,5	74,5 ± 0,49	74,63 ± 0,69	74,8 ± 0,77	74,75 ± 0,7
	Toplam	76,16 ± 1,01	75,81 ± 0,96	75,44 ± 0,91	75,51 ± 0,84	75,36 ± 0,96	75,66 ± 1
IPS CLASSIC	0,5mm	76,56 ± 0,67	75,98 ± 0,82	75,63 ± 0,88	75,53 ± 0,98	75,52 ± 1,32	75,85 ± 1
	1 mm	75,43 ± 0,68	75,46 ± 0,88	75,06 ± 0,68	75 ± 0,6	74,95 ± 0,59	75,18 ± 0,7
	1,5 mm	73,24 ± 0,54	73,13 ± 0,68	73,07 ± 1,04	72,4 ± 0,53	72,37 ± 0,54	72,84 ± 0,8
	Toplam	75,08 ± 1,53	74,86 ± 1,48	74,59 ± 1,4	74,31 ± 1,56	74,28 ± 1,64	74,62 ± 1,5
NORITAKE	0,5mm	76,86 ± 0,55	76,37 ± 0,58	75,75 ± 0,84	75,47 ± 0,74	75,5 ± 0,85	75,99 ± 0,9
	1 mm	74,74 ± 0,72	74,5 ± 0,83	73,93 ± 0,87	73,45 ± 1,02	73,16 ± 1,04	73,95 ± 1,1
	1,5 mm	73 ± 0,64	72,33 ± 0,8	71,42 ± 0,92	70,3 ± 1,01	69,83 ± 0,67	71,37 ± 1,4
	Toplam	74,87 ± 1,72	74,4 ± 1,83	73,7 ± 1,99	73,07 ± 2,35	72,83 ± 2,51	73,77 ± 2,2
VITA	0,5mm	76,94 ± 0,52	76,98 ± 0,57	76,97 ± 0,46	75,95 ± 1,39	76,22 ± 0,72	76,61 ± 0,9
	1 mm	76,8 ± 0,37	77,11 ± 0,51	77,06 ± 0,51	76,76 ± 0,43	76,74 ± 0,55	76,89 ± 0,5
	1,5 mm	75,65 ± 0,59	75,82 ± 0,49	75,63 ± 0,56	75,5 ± 0,55	75,45 ± 0,55	75,61 ± 0,5
	Toplam	76,46 ± 0,76	76,64 ± 0,78	76,55 ± 0,83	76,07 ± 1,02	76,14 ± 0,8	76,37 ± 0,9
Toplam	0,5mm	76,77 ± 0,62	76,44 ± 0,74	76,08 ± 0,91	75,7 ± 0,94	75,71 ± 0,94	76,14 ± 0,9
	1 mm	75,9 ± 1,02	75,85 ± 1,19	75,48 ± 1,32	75,31 ± 1,42	75,14 ± 1,58	75,53 ± 1,3
	1,5 mm	74,26 ± 1,33	73,99 ± 1,5	73,65 ± 1,77	73,21 ± 2,17	73,11 ± 2,33	73,64 ± 1,9
	Toplam	75,64 ± 1,46	75,43 ± 1,57	75,07 ± 1,71	74,74 ± 1,92	74,65 ± 2,03	75,11 ± 1,8

L değeri için elde edilen Pillai testi sonuçları Tablo 4.2.'de gösterilmiştir. Test sonucuna göre fırınlama, fırınlama-marka etkileşimi, fırınlama-kalınlık etkileşimi ve fırınlama, marka ve kalınlık etkileşimi L değeri üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir($p < 0,05$).

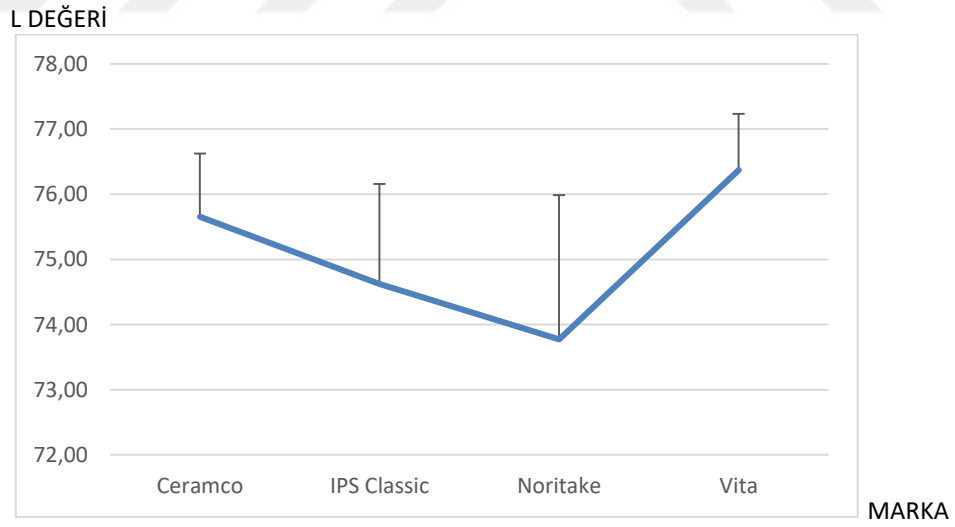
Tablo 4.2. Etkenlere göre L değeri için tekrarlı varyans analizi sonuçları.

Etki	Pillai Değeri	Serbestlik derecesi	F değeri	P değeri
FIRINLAMA	0,780	4	93,240	<0,001
FIRINLAMA x MARKA	0,782	12	9,424	<0,001
FIRINLAMA x KALINLIK	0,168	8	2,431	0,016
FIRINLAMA x MARKA x KALINLIK	0,551	24	2,874	<0,001

Tablo 4.3.'te L değeri için marka gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları gösterilmektedir. Ceramco markasına ait ortalama L değeri 75,66 iken, IPS Classic markasının ortalama değeri 74,62, Noritake markasının ortalaması 73,77 ve Vita markasının ortalaması 76,37 olarak elde edilmiştir (Tablo 4.1.). Test sonuçlarına göre, L değeri tüm marka grupları arasında ikili karşılaştırmalara göre istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir (tüm karşılaştırmalar için $p < 0,001$). En yüksek ortalama L değeri Vita markasında elde edilirken en düşük ortalama değer 73,77 ile Noritake markasında elde edilmiştir (Grafik 4.1.).

Tablo 4.3. L değeri için marka ana etkilerinin çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

Markaların karşılaştırılması		Ortalamalar arası fark	P değeri
CERAMCO	IPS CLASSIC	1,032	<0,001
	NORITAKE	1,883	<0,001
	VITA	-0,716	<0,001
IPS CLASSIC	NORITAKE	0,851	<0,001
	VITA	-1,749	<0,001
NORITAKE	VITA	-2,600	<0,001

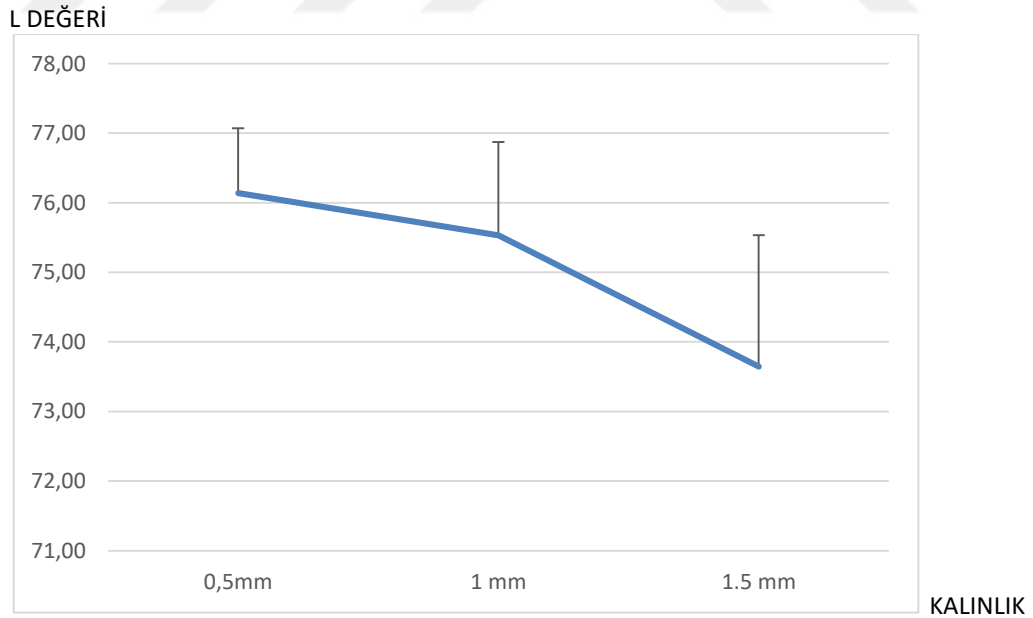


Grafik 4.1. Markalara ait ortalama ve standart sapma grafiği (L değerine göre).

Tablo 4.4'te L değeri için kalınlık gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları gösterilmektedir. 0,5 mm kalınlık için ortalama 76,14 iken, 1 mm için 75,53 ve 1,5 mm için de 73,64 olarak elde edilmiştir (Tablo 4.1.). Sonuçlara göre L değeri için tüm kalınlık grupları arasında ikili karşılaştırmalar dikkate alındığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır (tüm karşılaştırmalar için $p < 0,001$). En yüksek ortalama L değeri 0,5 mm kalınlıkta bulunurken en düşük ortalama L değeri 1,5 mm de elde edilmiştir.

Tablo 4.4. L değeri için kalınlık gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

Kalınlıkların karşılaştırılması		Ortalamalar arası fark	P değeri
0,5 mm	1 mm	0,605	<0,001
	1,5 mm	2,495	<0,001
1 mm	0,5 mm	-0,605	<0,001
	1,5 mm	1,889	<0,001
1,5 mm	0,5 mm	-2,495	<0,001
	1 mm	-1,889	<0,001

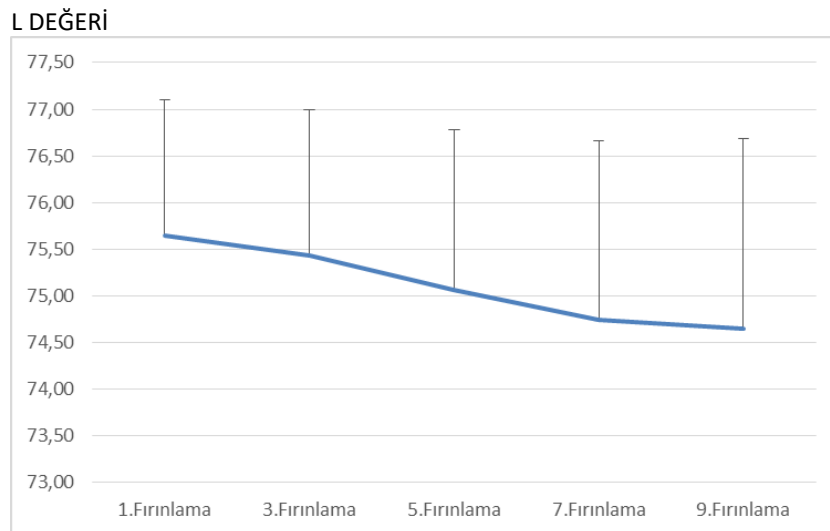


Grafik.4.2. Kalınlıklara göre L değeri için ortalama ve standart sapma grafiği.

Tablo 4.5'te L değeri için fırınlama işlemine ait ana etkilerin ikili karşılaştırma sonuçları sunulmuştur. Fırınlama işlemi ana etkilerine ait ortalamalar incelendiğinde 1. fırınlamada ortalama L değeri 75,64, 3. fırınlamada 75,43, 5. fırınlamada 75,07, 7. fırınlamada 74,74 ve 9. fırınlamada 74,65 olarak elde edilmiştir. 7. fırınlamadan ve 9. fırınlamadan elde edilen ortalama değerler arasında fark yoktur ve bu iki fırınlamada elde edilen ortalama değer diğer fırınlamalardan daha düşük elde edilmiştir ($p=1,000$). Diğer tüm fırınlamaların ortalama değerleri arasında ise farklılık vardır (tüm karşılaştırmalar için $p<0,001$).

Tablo 4.5. L değerinin fırınlama sayısına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

Fırınlamaların Karşılaştırılması		Ortalamalar arası fark	P değeri
1.Fırınlama	3.Fırınlama	0,215	<0,001
	5.Fırınlama	0,572	<0,001
	7.Fırınlama	0,902	<0,001
	9.Fırınlama	0,991	<0,001
3.Fırınlama	5.Fırınlama	0,357	<0,001
	7.Fırınlama	0,687	<0,001
	9.Fırınlama	0,776	<0,001
5.Fırınlama	7.Fırınlama	0,330	<0,001
	9.Fırınlama	0,419	<0,001
7.Fırınlama	9.Fırınlama	0,089	1,000



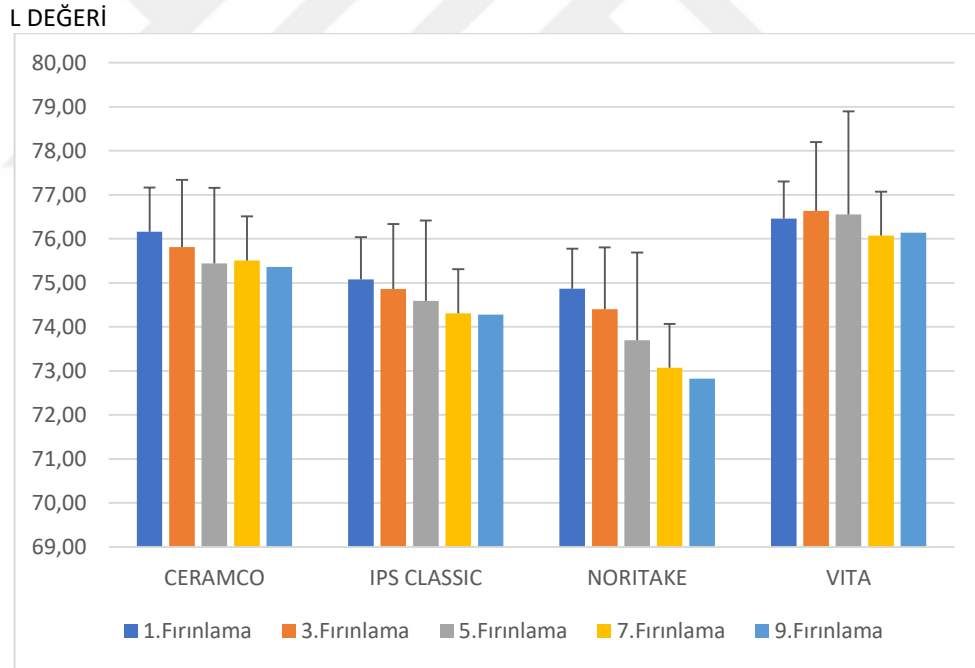
Grafik 4.3. Fırınlama sayılarına göre L değeri için ortalama ve standart sapma grafiği.

Fırınlama-marka etkileşimlerine ait çoklu karşılaştırma test sonuçları Tablo 4.6.'da sunulmuştur. Sonuçlara göre Noritake markasının 7. fırınlanmasında elde edilen L değeri düşüktür. Aynı markanın 9. fırınlanmasından elde edilen L değeri ise en düşüktür. En yüksek ortalama L değeri ise Vita marka porselenin 3. fırınlanmasında ve yine Vita markasının 5. fırınlanmasında elde edilmiştir (Tablo 4.6.)(Grafik 4.4.).

Tablo 4.6. Fırınlama-Marka etkileşimine ait çoklu karşılaştırma test sonuçları.

Porselen	1.Fırınlama	3. Fırınlama	5. Fırınlama	7. Fırınlama	9. Fırınlama
CERAMCO	76,16 ± 1,01abc	75,81 ± 0,96bcde	75,44 ± 0,91def	75,51 ± 0,84cdef	75,36 ± 0,96ef
IPS CLASSIC	75,08 ± 1,53fg	74,86 ± 1,48fgh	74,59 ± 1,4gh	74,31 ± 1,56hı	74,28 ± 1,64hı
NORITAKE	74,87 ± 1,72fgh	74,4 ± 1,83h	73,7 ± 1,99ij	73,07 ± 2,35jk	72,83 ± 2,51k
VITA	76,46 ± 0,76ab	76,64 ± 0,78a	76,55 ± 0,83a	76,07 ± 1,02abcd	76,14 ± 0,8abc

a-k: Tabloda aynı harflerle yazılmış fırınlama-marka etkileşimlerine ait ortalama değerler arasında fark yoktur.



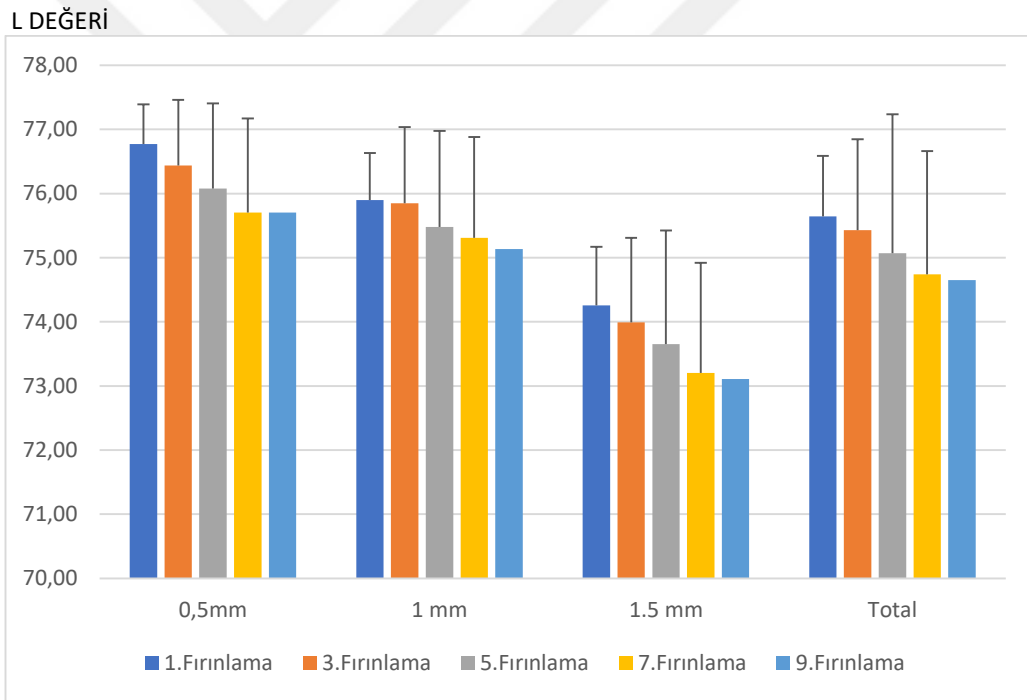
Grafik 4.4. Fırınlama-Marka etkileşimine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

Fırınlama ve porselen kalınlığı etkileşimine ait çoklu karşılaştırma test sonuçlarına göre en düşük ortalama L değeri 1,5 mm'lik porselen kalınlığının 5., 7. ve 9. fırınlanmasında elde edilmiştir. En yüksek ortalama L değeri ise 0,5 mm'lik porselen kalınlığının 1. ve 3. fırınlanmasında elde edilmiştir (Tablo 4.7.) (Grafik 4.5.).

Tablo 4.7. Fırınlama-porselen kalınlığı etkileşimine ait çoklu karşılaştırma test sonuçları.

Kalınlık	1. Fırınlama	3. Fırınlama	5. Fırınlama	7. Fırınlama	9. Fırınlama
0,5 mm	76,77 ± 0,62a	76,44 ± 0,74bcd	76,08 ± 0,91cde	75,7 ± 0,94f	75,71 ± 0,94hı
1 mm	75,9 ± 1,02ab	75,85 ± 1,19cde	75,48 ± 1,32def	75,31 ± 1,42g	75,14 ± 1,58ı
1,5 mm	74,26 ± 1,33bc	73,99 ± 1,5cde	73,65 ± 1,77ef	73,21 ± 2,17gh	73,11 ± 2,33ı

a-ı: Tabloda aynı harflerle yazılmış fırınlama-porselen kalınlığı etkileşimlerine ait ortalama değerler arasında fark yoktur.

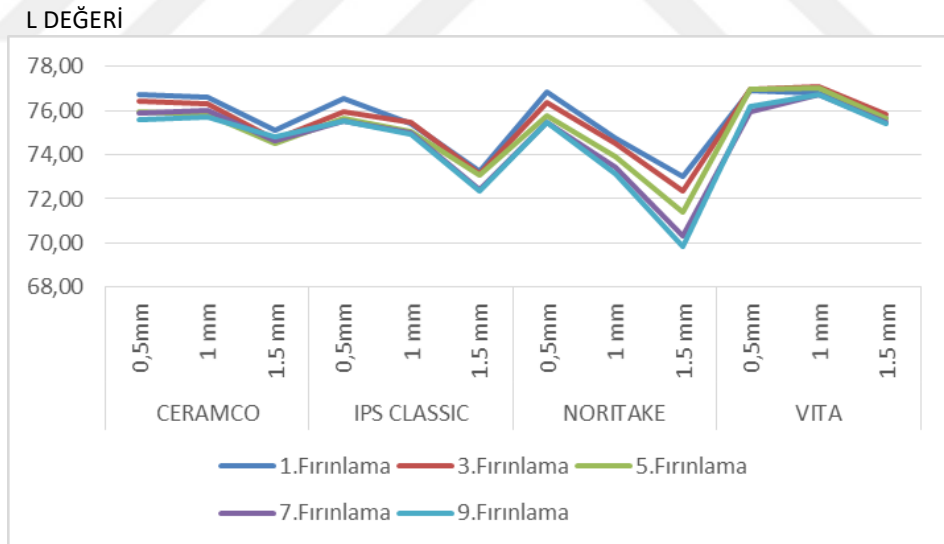


Grafik 4.5. Fırınlama-porselen kalınlığı etkileşimine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

Üçlü etkileşim sonuçlarına göre; en düşük ortalama L değeri Noritake marka porselenin 1,5 mm'lik kalınlığındaki örneklerinin 7. ve 9. kez fırınlanmasından sonra elde edilmiştir. En yüksek ortalama L değeri ise Vita markasının 1 mm'lik kalınlığının 3. fırınlanmasından sonra elde edilmiştir (Tablo 4.8.) (Grafik4.6.).

Tablo 4.8. Fırınlama, marka ve kalınlık etkileşimlerine ait çoklu karşılaştırma sonuçları.

Porselen	Kalınlık	1. Fırınlama	3. Fırınlama	5. Fırınlama	7. Fırınlama	9. Fırınlama
CERAMCO	0,5mm	76,72 ± 0,75	76,42 ± 0,67	75,96 ± 0,83	75,87 ± 0,45	75,58 ± 0,66
	1 mm	76,62 ± 0,46	76,32 ± 0,43	75,86 ± 0,51	76,03 ± 0,53	75,7 ± 1,18
	1,5 mm	75,13 ± 0,86	74,7 ± 0,5	74,5 ± 0,49	74,63 ± 0,69	74,8 ± 0,77
IPS CLASSIC	0,5mm	76,56 ± 0,67	75,98 ± 0,82	75,63 ± 0,88	75,53 ± 0,98	75,52 ± 1,32
	1 mm	75,43 ± 0,68	75,46 ± 0,88	75,06 ± 0,68	75 ± 0,6	74,95 ± 0,59
	1,5 mm	73,24 ± 0,54	73,13 ± 0,68	73,07 ± 1,04	72,4 ± 0,53	72,37 ± 0,54
NORITAKE	0,5mm	76,86 ± 0,55	76,37 ± 0,58	75,75 ± 0,84	75,47 ± 0,74	75,5 ± 0,85
	1 mm	74,74 ± 0,72	74,5 ± 0,83	73,93 ± 0,87	73,45 ± 1,02	73,16 ± 1,04
	1,5 mm	73 ± 0,64	72,33 ± 0,8	71,42 ± 0,92	70,3 ± 1,01	69,83 ± 0,67
VITA	0,5mm	76,94 ± 0,52	76,98 ± 0,57	76,97 ± 0,46	75,95 ± 1,39	76,22 ± 0,72
	1 mm	76,8 ± 0,37	77,11 ± 0,51	77,06 ± 0,51	76,76 ± 0,43	76,74 ± 0,55
	1,5 mm	75,65 ± 0,59	75,82 ± 0,49	75,63 ± 0,56	75,5 ± 0,55	75,45 ± 0,55



Grafik 4.6. Fırınlama, marka ve kalınlık etkileşimlerine ait ortalama L değeri grafiği.

4.2. a Değeri

Gruplara göre ortalama a değerleri Tablo 4.9.'da sunulmuştur.

Tablo 4.9. Gruplara göre ortalama a değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler.

Porselen	Kalınlık	1. Fırınlama	3. Fırınlama	5. Fırınlama	7. Fırınlama	9. Fırınlama	Toplam
CERAMCO	0.5 mm	1,77 ± 0,11	1,67 ± 0,11	1,61 ± 0,16	1,62 ± 0,11	1,59 ± 0,16	1,65 ± 0,1
	1 mm	1,59 ± 0,13	1,55 ± 0,13	1,49 ± 0,18	1,55 ± 0,17	1,47 ± 0,18	1,53 ± 0,2
	1.5 mm	1,25 ± 0,13	1,22 ± 0,13	1,19 ± 0,11	1,18 ± 0,13	1,11 ± 0,12	1,19 ± 0,1
	Toplam	1,54 ± 0,25	1,48 ± 0,23	1,43 ± 0,23	1,45 ± 0,24	1,39 ± 0,26	1,46 ± 0,2
IPS CLASSIC	0.5 mm	1,4 ± 0,19	1,32 ± 0,2	1,3 ± 0,19	1,32 ± 0,19	1,4 ± 0,22	1,35 ± 0,2
	1 mm	1,15 ± 0,16	1,16 ± 0,13	1,11 ± 0,16	1,2 ± 0,18	1,13 ± 0,12	1,15 ± 0,1
	1.5 mm	0,58 ± 0,17	0,6 ± 0,13	0,54 ± 0,16	0,52 ± 0,16	0,54 ± 0,16	0,55 ± 0,2
	Toplam	1,04 ± 0,38	1,02 ± 0,35	0,98 ± 0,36	1,01 ± 0,4	1,02 ± 0,4	1,02 ± 0,4
NORITAKE	0.5 mm	1,57 ± 0,13	1,58 ± 0,1	1,57 ± 0,15	1,65 ± 0,1	1,63 ± 0,13	1,6 ± 0,1
	1 mm	1,32 ± 0,16	1,31 ± 0,11	1,33 ± 0,12	1,39 ± 0,13	1,39 ± 0,12	1,35 ± 0,1
	1.5 mm	0,98 ± 0,18	1 ± 0,16	1 ± 0,13	1,08 ± 0,15	1,11 ± 0,13	1,03 ± 0,2
	Toplam	1,29 ± 0,29	1,3 ± 0,27	1,3 ± 0,27	1,37 ± 0,27	1,37 ± 0,25	1,33 ± 0,3
VITA	0.5 mm	2,17 ± 0,25	2,02 ± 0,15	2 ± 0,17	1,9 ± 0,17	1,82 ± 0,16	1,98 ± 0,2
	1 mm	2,63 ± 0,14	2,43 ± 0,13	2,31 ± 0,19	2,16 ± 0,14	2,18 ± 0,19	2,34 ± 0,2
	1.5 mm	2,73 ± 0,17	2,41 ± 0,24	2,23 ± 0,23	2,07 ± 0,24	2,08 ± 0,25	2,3 ± 0,3
	Toplam	2,51 ± 0,31	2,29 ± 0,26	2,18 ± 0,23	2,05 ± 0,21	2,02 ± 0,25	2,21 ± 0,3
Toplam	0.5 mm	1,73 ± 0,34	1,65 ± 0,29	1,62 ± 0,3	1,62 ± 0,25	1,61 ± 0,22	1,65 ± 0,3
	1 mm	1,67 ± 0,6	1,61 ± 0,52	1,56 ± 0,49	1,57 ± 0,4	1,54 ± 0,42	1,59 ± 0,5
	1.5 mm	1,39 ± 0,84	1,31 ± 0,7	1,24 ± 0,64	1,21 ± 0,59	1,21 ± 0,59	1,27 ± 0,7
	Toplam	1,6 ± 0,64	1,52 ± 0,55	1,47 ± 0,52	1,47 ± 0,47	1,45 ± 0,47	1,5 ± 0,5

a değeri için elde edilen Pillai testi sonuçları Tablo 4.11.'de gösterilmektedir. Test sonucuna göre a değeri için fırınlamanın ana etkisi, fırınlama marka etkileşimi ve fırınlama, marka, kalınlık etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahiptir (tüm karşılaştırmalar için $p < 0,001$). Fırınlama kalınlık etkileşimleri ise ortalama a değeri üzerinde anlamlı bir etkiye sahip değildir ($p = 0,112$) (Tablo 4.10.).

Tablo 4.10. Etkenlere göre a değeri için tekrarlı varyans analizi sonuçları.

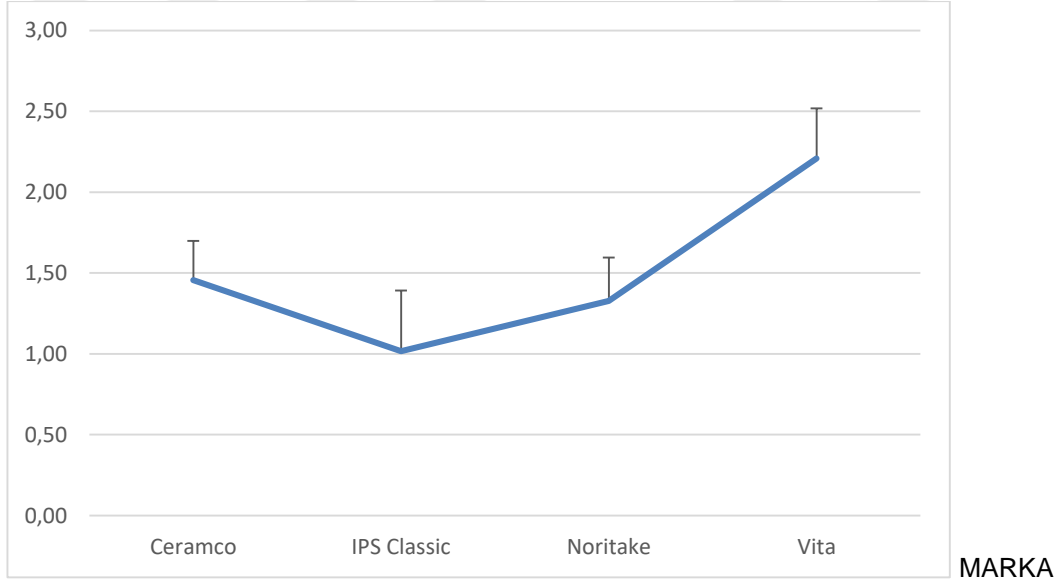
Etki	Pillai Değeri	Serbestlik derecesi	F değeri	P değeri
FIRINLAMA	0,581	4	36,406	<0,001
FIRINLAMA x MARKA	0,866	12	10,858	<0,001
FIRINLAMA x KALINLIK	0,117	8	1,653	0,112
FIRINLAMA x MARKA x KALINLIK	0,485	24	2,486	<0,001

a değeri için markaların ana etkilerine ait ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 4.11'de sunulmuştur. Ceramco markasının ortalama a değeri 1,46 iken IPS Classic markasına ait ortalama değer 1,02, Noritake markasına ait ortalama değer 1,33 ve Vita markasına ait ortalama değer 2,21 olarak elde edilmiştir. Tüm ikili karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmıştır (tüm karşılaştırmalar için $p < 0,001$). En yüksek ortalama a değeri Vita markasına ait iken en düşük ortalama değeri IPS Classic markasına aittir (Grafik 4.7.).

Tablo 4.11. a değeri için marka gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

Markaların karşılaştırılması		Ortalamalar Farkı	P değeri
CERAMCO	IPS CLASSIC	0,440	<0,001
	NORITAKE	0,128	<0,001
	VITA	-0,753	<0,001
IPS CLASSIC	NORITAKE	-0,312	<0,001
	VITA	-1,193	<0,001
NORITAKE	VITA	-0,882	<0,001

a DEĞERİ

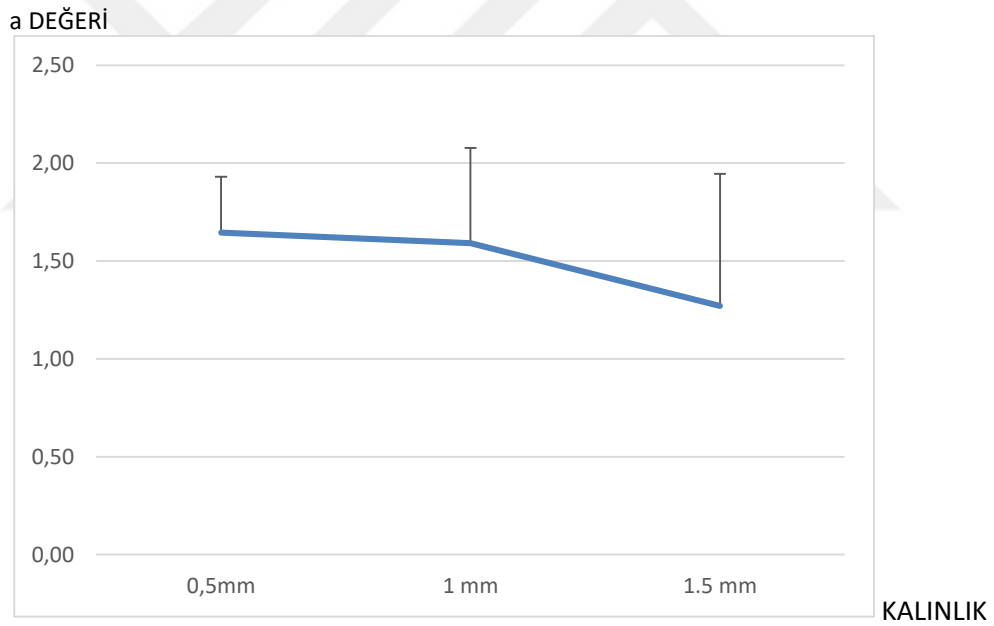


Grafik 4.7. Markalara göre a değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

Tablo 4.12.'de a değeri üzerinde ana etkisi anlamlı olan kalınlık değişkeni için ikili karşılaştırma sonuçları sunulmuştur. 0,5 mm kalınlık için ortalama değer 1,65 iken 1 mm kalınlık için ortalama değer 1,59 ve 1,5 mm için de ortalama değer 1,27 olarak elde edilmiştir. 0,5 mm ile 1 mm ortalamaları arasında istatistiksel olarak fark yok iken ($p=0,212$), 1,5 mm'lik kalınlıkta elde edilen ortalama değer diğerlerinden anlamlı olarak düşük bulunmuştur (tüm karşılaştırmalar için $p<0,001$).

Tablo 4.12. a değeri için kalınlık gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

Kalınlıkların karşılaştırılması		Ortalamalar Farkı	P değeri
0,5 mm	1 mm	0,054	0,212
	1,5 mm	0,375	<0,001
1 mm	1,5 mm	0,321	<0,001

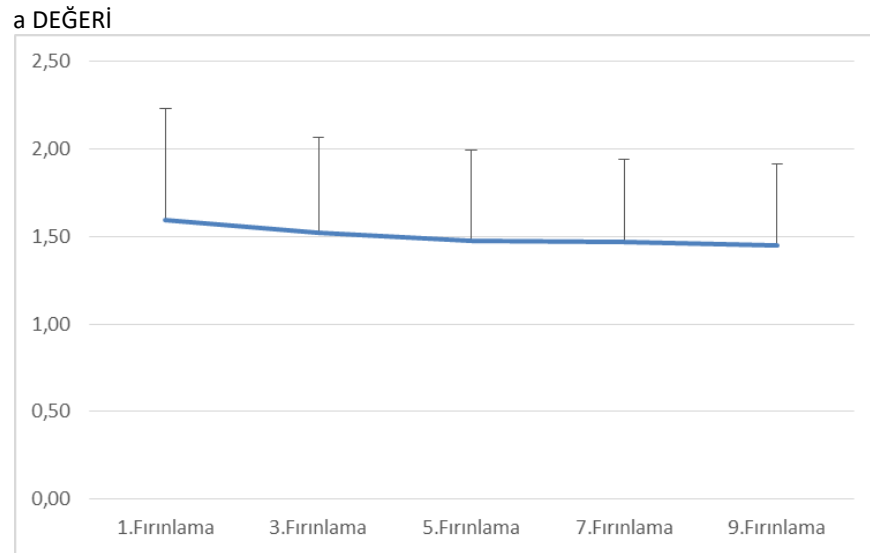


Grafik 4.8. Porselen kalınlıklara göre a değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

Fırınlamaların ana etkilerine ait anlamlı bulunan sonuçların ikili karşılaştırmaları Tablo 4.13.'te sunulmuştur. 1. fırınlamada ortalama değer 1,60; 3. fırınlamada 1,52 iken 5. fırınlamada 1,47; 7. fırınlamada 1,47 ve 9. fırınlamada da 1,45 olarak elde edilmiştir. 5, 7 ve 9. fırınlamaların ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak fark yoktur (fırınlama5-7 p=1,000; fırınlama5-9 p=0,299; fırınlama7-9 p=0,767). 1. ve 3. fırınlamalar hem kendi aralarında farklılık gösterirken hem de diğer fırınlamalardan farklılık göstermiştir (tüm karşılaştırmalar için p<0,001).

Tablo 4.13. Fırınlamaların ana etkilerine ait çoklu karşılaştırma test sonuçları.

Fırınlamaların Karşılaştırılması		Ortalamalar Arası Fark	P değeri
1.Fırınlama	3.Fırınlama	0,075	<0,001
	5.Fırınlama	0,122	<0,001
	7.Fırınlama	0,126	<0,001
	9.Fırınlama	0,144	<0,001
3.Fırınlama	5.Fırınlama	0,048	<0,001
	7.Fırınlama	0,051	<0,001
	9.Fırınlama	0,069	<0,001
5.Fırınlama	7.Fırınlama	0,004	1,000
	9.Fırınlama	0,022	0,299
7.Fırınlama	9.Fırınlama	0,018	0,767



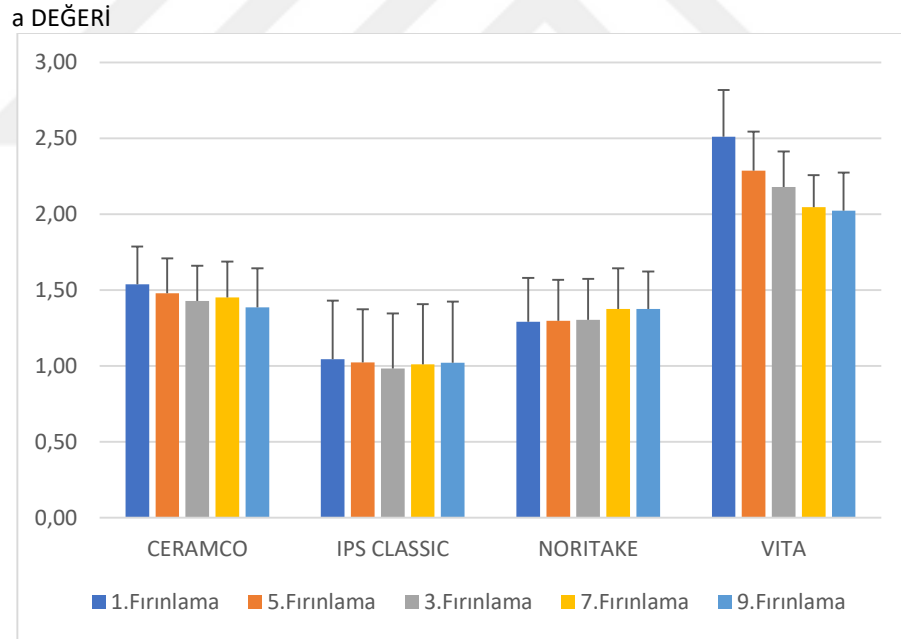
Grafik 4.9. Fırınlama sayılarına göre a değeri için ortalama ve standart sapma grafiği.

Fırınlama ve marka etkileşimi sonucunda en düşük ortalama değer IPS Classic markasının tüm fırınlamalarında elde edilmiştir. IPS Classic markasının fırınlamalarından elde edilen değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. En yüksek ortalama değer Vita markasının 1.fırınlanmasında elde edilmiştir (Tablo 4.14) (Grafik 4.10).

Tablo 4.14. Fırınlama-Marka etkileşimlerine ait çoklu karşılaştırma sonuçları.

Porselen	1. Fırınlama	3. Fırınlama	5. Fırınlama	7. Fırınlama	9. Fırınlama
CERAMCO	1,54 ± 0,25e	1,48 ± 0,23ef	1,43 ± 0,23efg	1,45 ± 0,24ef	1,39 ± 0,26fg
IPS CLASSIC	1,04 ± 0,38h	1,02 ± 0,35h	0,98 ± 0,36h	1,01 ± 0,4h	1,02 ± 0,4h
NORITAKE	1,29 ± 0,29g	1,3 ± 0,27g	1,3 ± 0,27g	1,37 ± 0,27fg	1,37 ± 0,25fg
VITA	2,51 ± 0,31a	2,29 ± 0,26b	2,18 ± 0,23b	2,05 ± 0,21cd	2,02 ± 0,25d

a-h: Tabloda aynı harflerle yazılmış fırınlama-marka etkileşimlerine ait ortalama değerler arasında fark yoktur.

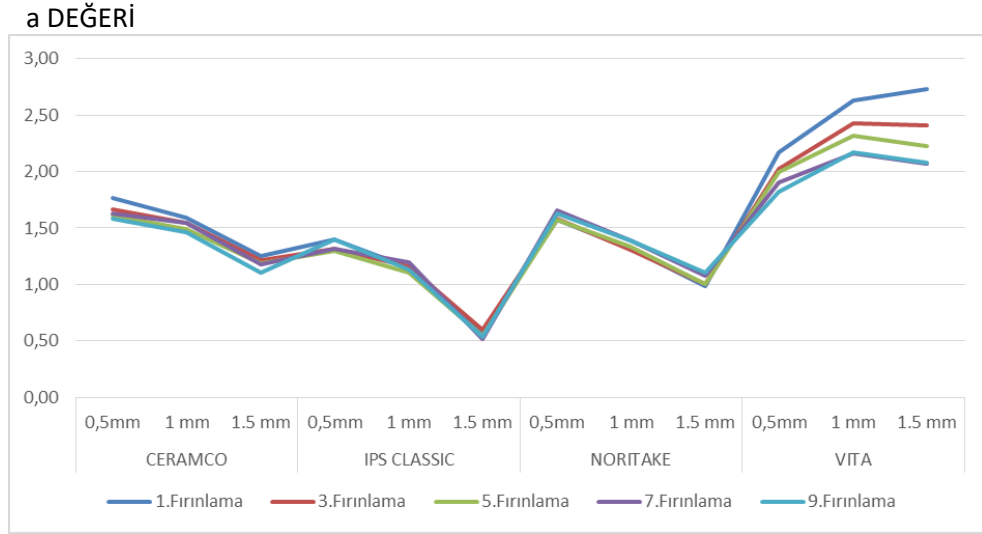


Grafik 4.10. Fırınlama ve marka etkileşimlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

Fırınlama, marka ve kalınlık etkileşimi incelendiğinde, bu etkileşimlerin a değeri üzerinde anlamlı bir etkiye sahip olduğu belirlenmiştir. Etkileşimlerin çoklu karşılaştırma testleri yapıldığında ise Vita markasında 1,5 mm'lik porselen kalınlığının 1.fırınlanma sonucu en yüksek a değerine ulaşıldığı ve yine aynı markanın 1 mm'lik porselen kalınlığının 1.fırınlama sonrası elde edilen ortalama a değerinden farklı olmadığı tespit edilmiştir. En düşük ortalama a değeri ise; 1,5 mm lik porselen kalınlığındaki IPS Classic markasının tüm fırınlanmalarında elde edilmiştir (Tablo 4.15) (Grafik 4.11.).

Tablo 4.15. Fırınlama, Marka ve Kalınlıkların etkileşimlerinin çoklu karşılaştırma sonuçları.

Porselen	Kalınlık	1. Fırınlama	3. Fırınlama	5. Fırınlama	7. Fırınlama	9. Fırınlama
CERAMCO	0.5mm	1,77 ± 0,11	1,67 ± 0,11	1,61 ± 0,16	1,62 ± 0,11	1,59 ± 0,16
	1 mm	1,59 ± 0,13	1,55 ± 0,13	1,49 ± 0,18	1,55 ± 0,17	1,47 ± 0,18
	1.5 mm	1,25 ± 0,13	1,22 ± 0,13	1,19 ± 0,11	1,18 ± 0,13	1,11 ± 0,12
IPS CLASSIC	0.5mm	1,4 ± 0,19	1,32 ± 0,2	1,3 ± 0,19	1,32 ± 0,19	1,4 ± 0,22
	1 mm	1,15 ± 0,16	1,16 ± 0,13	1,11 ± 0,16	1,2 ± 0,18	1,13 ± 0,12
	1.5 mm	0,58 ± 0,17	0,6 ± 0,13	0,54 ± 0,16	0,52 ± 0,16	0,54 ± 0,16
NORITAKE	0.5mm	1,57 ± 0,13	1,58 ± 0,1	1,57 ± 0,15	1,65 ± 0,1	1,63 ± 0,13
	1 mm	1,32 ± 0,16	1,31 ± 0,11	1,33 ± 0,12	1,39 ± 0,13	1,39 ± 0,12
	1.5 mm	0,98 ± 0,18	1 ± 0,16	1 ± 0,13	1,08 ± 0,15	1,11 ± 0,13
VITA	0.5mm	2,17 ± 0,25	2,02 ± 0,15	2 ± 0,17	1,9 ± 0,17	1,82 ± 0,16
	1 mm	2,63 ± 0,14	2,43 ± 0,13	2,31 ± 0,19	2,16 ± 0,14	2,18 ± 0,19
	1.5 mm	2,73 ± 0,17	2,41 ± 0,24	2,23 ± 0,23	2,07 ± 0,24	2,08 ± 0,25



Grafik 4.11. Fırınlama, marka ve kalınlıkların etkileşimlerine ait ortalama grafiği.

4.3. b Değeri

Tablo 4.16. Gruplara göre ortalama b değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler.

Porselen	Kalınlık	1.Fırınlama	3.Fırınlama	5.Fırınlama	7.Fırınlama	9.Fırınlama	Toplam
CERAMCO	0,5mm	14,09 ± 0,41	13,62 ± 0,45	13,11 ± 0,47	12,92 ± 0,5	12,68 ± 0,66	13,28 ± 0,7
	1 mm	12,91 ± 0,77	12,98 ± 0,65	12,64 ± 0,68	12,49 ± 0,68	11,99 ± 0,75	12,6 ± 0,8
	1,5 mm	11,71 ± 0,75	11,64 ± 0,56	11,35 ± 0,43	11,09 ± 0,46	10,71 ± 0,49	11,3 ± 0,6
	Toplam	12,9 ± 1,18	12,75 ± 1,00	12,37 ± 0,92	12,17 ± 0,96	11,79 ± 1,03	12,39 ± 1,1
IPS CLASSIC	0,5mm	14,4 ± 0,38	14,26 ± 0,4	13,92 ± 0,63	13,91 ± 0,61	13,96 ± 0,93	14,09 ± 0,6
	1 mm	14,26 ± 0,23	14,21 ± 0,23	14,04 ± 0,22	14,03 ± 0,25	13,86 ± 0,41	14,08 ± 0,3
	1,5 mm	12,91 ± 0,37	12,89 ± 0,35	12,63 ± 0,36	12,54 ± 0,41	12,56 ± 0,42	12,71 ± 0,4
	Toplam	13,86 ± 0,75	13,79 ± 0,72	13,53 ± 0,77	13,49 ± 0,81	13,46 ± 0,89	13,63 ± 0,8
NORITAKE	0,5mm	15,52 ± 0,24	15,55 ± 0,25	15,33 ± 0,44	15,53 ± 0,25	15,42 ± 0,38	15,47 ± 0,3
	1 mm	15,56 ± 0,42	15,58 ± 0,35	15,54 ± 0,28	15,57 ± 0,47	15,64 ± 0,39	15,58 ± 0,4
	1,5 mm	14,59 ± 0,37	14,61 ± 0,35	14,64 ± 0,28	14,63 ± 0,47	14,74 ± 0,28	14,64 ± 0,3
	Toplam	15,22 ± 0,57	15,25 ± 0,55	15,17 ± 0,51	15,24 ± 0,59	15,26 ± 0,52	15,23 ± 0,5
VITA	0,5mm	15,08 ± 0,55	14,78 ± 0,39	14,69 ± 0,52	13,91 ± 0,87	14,14 ± 0,43	14,52 ± 0,7
	1 mm	15,38 ± 0,42	14,97 ± 0,62	14,8 ± 0,63	14,57 ± 0,6	14,6 ± 0,6	14,87 ± 0,6
	1,5 mm	15,53 ± 0,21	14,94 ± 0,43	14,63 ± 0,46	14,37 ± 0,53	14,44 ± 0,52	14,78 ± 0,6
	Toplam	15,33 ± 0,44	14,9 ± 0,48	14,71 ± 0,53	14,28 ± 0,72	14,39 ± 0,54	14,72 ± 0,7
Toplam	0,5mm	14,77 ± 0,69	14,55 ± 0,81	14,26 ± 0,98	14,07 ± 1,11	14,05 ± 1,16	14,34 ± 1
	1 mm	14,53 ± 1,18	14,43 ± 1,09	14,26 ± 1,18	14,17 ± 1,24	14,02 ± 1,45	14,28 ± 1,2
	1,5 mm	13,69 ± 1,56	13,52 ± 1,41	13,31 ± 1,46	13,16 ± 1,52	13,11 ± 1,69	13,36 ± 1,5
	Toplam	14,33 ± 1,28	14,17 ± 1,21	13,94 ± 1,29	13,8 ± 1,37	13,73 ± 1,5	13,99 ± 1,3

b değeri için elde edilen Pillai testi sonuçları Tablo 4.17.'de gösterilmektedir. Sonuçlara göre b değeri için fırınlamanın ana etkisi, fırınlama-marka etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (sırasıyla $p<0,001$; $p<0,001$). Fırınlama-kalınlık etkileşimi ile fırınlama, marka ve kalınlık etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip değildir (sırasıyla $p=0,062$; $p=0,105$).

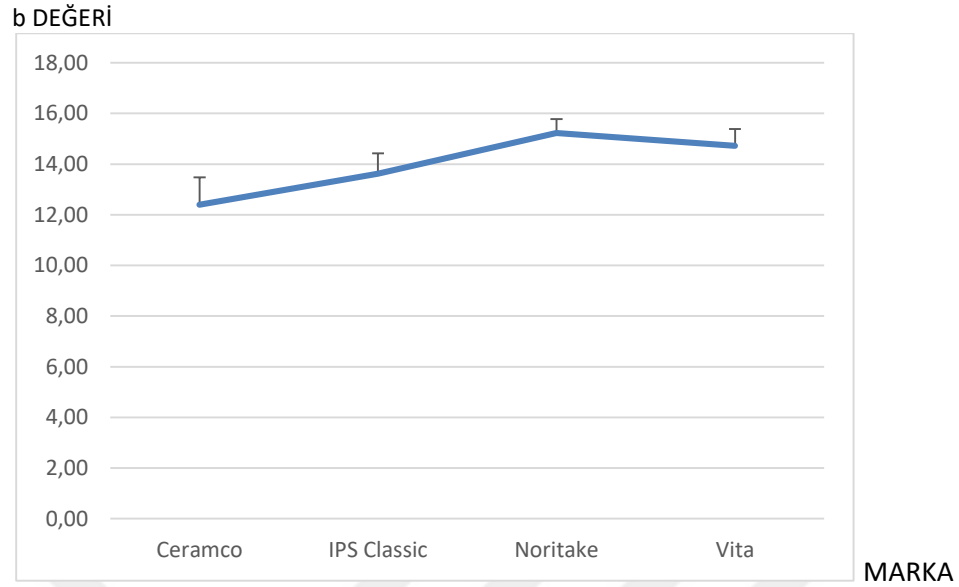
Tablo 4.17 Etkenlere göre b değeri tekrarlı varyans analizi sonuçları.

Etki	Pillai Değeri	Serbestlik derecesi	F değeri	P değeri
FIRINLAMA	0,699	4	60,919	<0,001
FIRINLAMA x MARKA	0,762	12	9,110	<0,001
FIRINLAMA x KALINLIK	0,134	8	1,896	0,062
FIRINLAMA x MARKA x KALINLIK	0,287	24	1,390	0,105

b değeri için marka gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.18'de gösterilmektedir. Ceramco markasına ait ortalama b değeri 12,39 iken, IPS Classic markasına ait ortalama değer 13,63, Noritake ortalama değeri 15,23 ve Vita markası ortalama değeri 14,72 olarak belirlenmiştir. Tüm markalara ait ortalama değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (tüm karşılaştırmalar için $p<0,001$). En yüksek ortalama b değeri Noritake markasında elde edilirken en düşük ortalama değer Ceramco markasında belirlenmiştir (Grafik 4.12.).

Tablo 4.18 b değeri için marka gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

Markaların Karşılaştırılması		Ortalamalar Farkı	P değeri
CERAMCO	IPS CLASSIC	-1,232	<0,001
	NORITAKE	-2,834	<0,001
	VITA	-2,327	<0,001
IPS CLASSIC	NORITAKE	-1,603	<0,001
	VITA	-1,096	<0,001
NORITAKE	VITA	0,507	<0,001

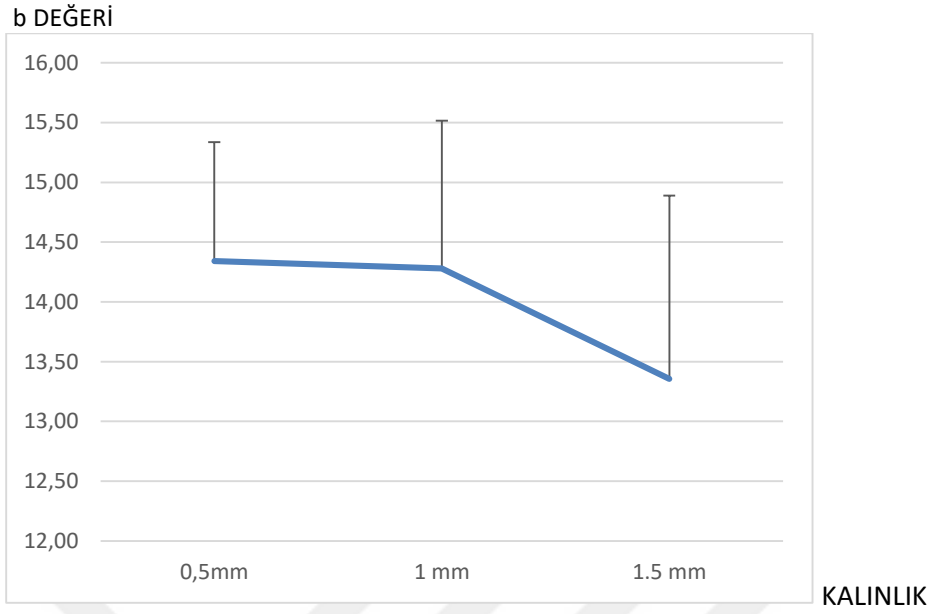


Grafik 4.12. Markalara göre ortalama b değerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

b değeri için kalınlık gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.19.'da gösterilmektedir. 0,5 mm kalınlık için ortalama değer 14,34 iken 1 mm için ortalama değer 14,28 ve 1,5 mm için ortalama değer de 13,36 olarak belirlenmiştir. Sonuçlara göre b değeri için 0,5 mm-1,5 mm ve 1 mm-1,5 mm grupları arasında ikili karşılaştırmalar bazında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır (sırasıyla $p < 0,001$; $p < 0,001$) (Grafik 4.13.).

Tablo 4.19. b değeri için kalınlık gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

Kalınlıkların karşılaştırılması		Ortalamalar Arası Fark	P değeri
0,5mm	1 mm	0,059	1,000
	1,5 mm	0,983	<0,001
1 mm	1,5 mm	0,924	<0,001

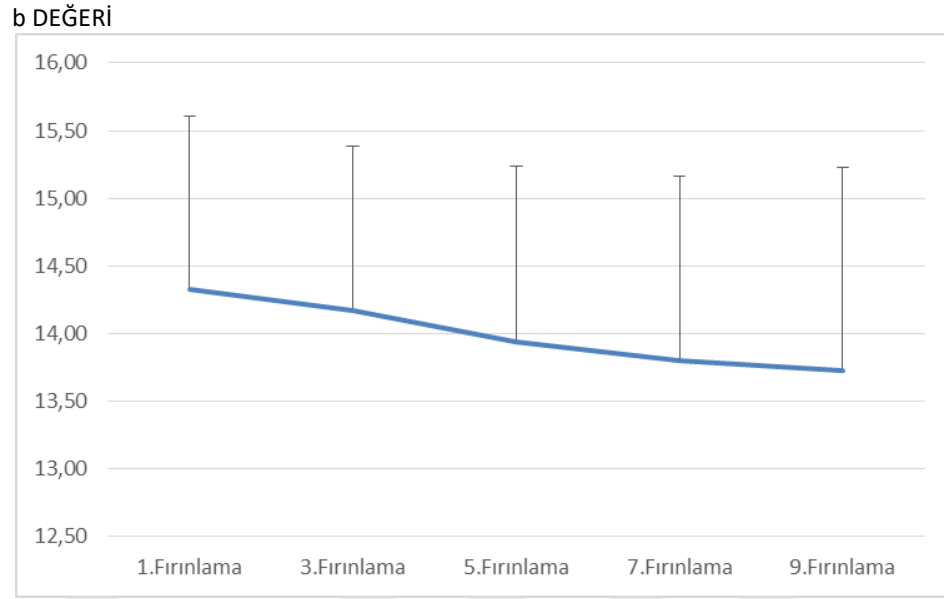


Grafik 4.13. Porselen kalınlıklarına göre b değerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

b değerleri için fırınlama sayıları arasındaki çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.20.'de sunulmuştur. Sonuçlara göre b değeri için 7. ve 9. fırınlamaların ortalama değerleri arasında, istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,990$). Diğer tüm gruplar arasında ikili karşılaştırmalara göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır (tüm karşılaştırmalar için $p<0,001$) (Grafik 4.14.).

Tablo 4.20. b değerine ait fırınlama sayılarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

Fırınlamaların karşılaştırılması		Ortalamalar Arası Fark	P Değeri
1.Fırınlama	3.Fırınlama	0,160	<0,001
	5.Fırınlama	0,387	<0,001
	7.Fırınlama	0,533	<0,001
	9.Fırınlama	0,603	<0,001
3.Fırınlama	5.Fırınlama	0,227	<0,001
	7.Fırınlama	0,373	<0,001
	9.Fırınlama	0,443	<0,001
5.Fırınlama	7.Fırınlama	0,146	<0,001
	9.Fırınlama	0,216	<0,001
7.Fırınlama	9.Fırınlama	0,070	0,990



Grafik 4.14. Fırlamalara sayılarına göre b değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

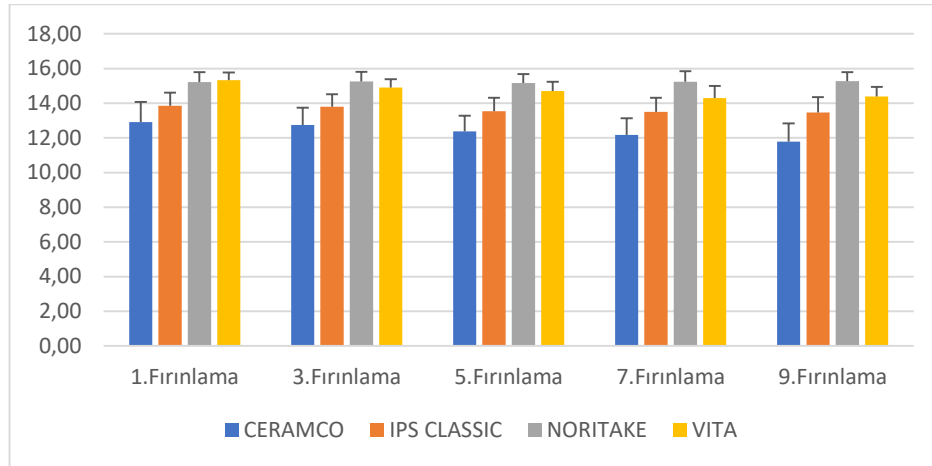
Fırlama-marka etkileşiminde en düşük ortalama değer Ceramco markasının 7. ve 9. fırlanmasında elde edilmiştir. En yüksek ortalama değer ise Vita markasının 1. ve 3. fırlanması ile Noritake markasının tüm fırlanmalarında elde edilmiştir (Tablo 4.21.) (Grafik 4.15).

Tablo.4.21 Fırlama-marka etkileşimine ait çoklu karşılaştırma test sonuçları.

Kalınlık	1.Fırlama	3.Fırlama	5.Fırlama	7.Fırlama	9.Fırlama
CERAMCO	12,9 ± 1,18f	12,75 ± 1,00fg	12,37 ± 0,92gh	12,17 ± 0,96hı	11,79 ± 1,03ı
IPS CLASSIC	13,86 ± 0,75de	13,79 ± 0,72e	13,53 ± 0,77e	13,49 ± 0,81e	13,46 ± 0,89e
NORITAKE	15,22 ± 0,57a	15,25 ± 0,55a	15,17 ± 0,51a	15,24 ± 0,59a	15,26 ± 0,52a
VITA	15,33 ± 0,44a	14,9 ± 0,48ab	14,71 ± 0,53bc	14,28 ± 0,72cd	14,39 ± 0,54c

a-ı: Tabloda aynı harflerle yazılmış fırlama-marka etkileşimlerine ait ortalama değerler arasında fark yoktur.

b DEĞERİ



Grafik 4.15. Fırınlama-marka etkileşimine ait ortalama standart sapma grafiği.

4.4. ΔE DeğeriTablo 4.22. ΔE değeri için tanımlayıcı istatistikler.

Porselen	Kalınlık	ΔE				
		Fırınlama1-3	Fırınlama1-5	Fırınlama1-7	Fırınlama1-9	Toplam
CERAMCO	0,5mm	0,7 ± 0,34	1,37 ± 0,47	1,52 ± 0,44	1,88 ± 0,7	1,37 ± 0,65
	1 mm	0,54 ± 0,22	0,96 ± 0,4	0,86 ± 0,26	1,46 ± 0,96	0,96 ± 0,62
	1.5 mm	0,65 ± 0,33	0,92 ± 0,48	1,11 ± 0,58	1,34 ± 0,61	1,00 ± 0,55
	Toplam	0,63 ± 0,3	1,08 ± 0,48	1,16 ± 0,51	1,56 ± 0,78	1,11 ± 0,63
IPS CLASSIC	0,5mm	0,72 ± 0,62	1,07 ± 0,65	1,17 ± 0,87	1,23 ± 1,27	1,05 ± 0,88
	1 mm	0,38 ± 0,2	0,48 ± 0,25	0,68 ± 0,5	0,86 ± 0,43	0,6 ± 0,4
	1.5 mm	0,58 ± 0,51	0,75 ± 0,52	0,94 ± 0,31	0,99 ± 0,51	0,82 ± 0,48
	Toplam	0,56 ± 0,48	0,77 ± 0,54	0,93 ± 0,62	1,03 ± 0,82	0,82 ± 0,65
NORITAKE	0,5mm	0,57 ± 0,37	1,17 ± 0,66	1,42 ± 0,43	1,4 ± 0,38	1,14 ± 0,58
	1 mm	0,33 ± 0,26	0,87 ± 0,47	1,33 ± 0,47	1,62 ± 0,56	1,04 ± 0,66
	1.5 mm	0,76 ± 0,38	1,61 ± 0,46	2,74 ± 0,82	3,2 ± 0,44	2,08 ± 1,1
	Toplam	0,55 ± 0,37	1,22 ± 0,6	1,83 ± 0,88	2,07 ± 0,93	1,42 ± 0,93
VITA	0,5mm	0,75 ± 0,51	0,9 ± 0,53	1,66 ± 0,96	1,59 ± 0,59	1,22 ± 0,77
	1 mm	0,73 ± 0,46	0,8 ± 0,47	1,06 ± 0,52	1,03 ± 0,33	0,91 ± 0,45
	1.5 mm	0,8 ± 0,42	1,07 ± 0,36	1,42 ± 0,59	1,36 ± 0,5	1,16 ± 0,52
	Toplam	0,76 ± 0,45	0,92 ± 0,46	1,38 ± 0,73	1,32 ± 0,52	1,1 ± 0,61
Toplam	0,5mm	0,68 ± 0,46	1,12 ± 0,59	1,44 ± 0,71	1,53 ± 0,81	1,19 ± 0,73
	1 mm	0,5 ± 0,33	0,78 ± 0,43	0,98 ± 0,5	1,24 ± 0,67	0,87 ± 0,57
	1.5 mm	0,7 ± 0,41	1,09 ± 0,55	1,55 ± 0,92	1,72 ± 1,01	1,27 ± 0,86
	Toplam	0,63 ± 0,41	1 ± 0,54	1,33 ± 0,77	1,5 ± 0,86	1,11 ± 0,75

ΔE değeri için elde edilen Pillai testi sonuçları Tablo 4.23'te yer almaktadır. Sonuçlara bakıldığında birinci fırınlamaya göre 3., 5., 7. ve 9. fırınlama sonucunda oluşan renk değişimleri arasında anlamlı farkların olduğu belirlenmiştir ($p < 0,001$). ΔE değişimleri üzerinde fırınlama sayısı ve marka etkileşimi de anlamlı bir etkiye sahiptir ($p < 0,001$). Fırınlama sayısı ile kalınlık etkileşimi ise ΔE değerleri üzerinde anlamlı bir etkiye sahip değildir ($p = 0,092$). Fırınlama sayısı, kalınlık ve markanın üçlü etkileşimi beraber incelendiğinde ise elde edilen renk değişimleri üzerinde anlamlı etkilerinin olduğu görülmüştür ($p = 0,006$).

Tablo 4.23. ΔE değeri için tekrarlı varyans analizi sonuçları.

Etki	Pillai Değeri	Serbestlik Derecesi	F değeri	P değeri
FIRINLAMA	0,685	3	76,883	<0,001
FIRINLAMA x MARKA	0,446	9	6,287	<0,001
FIRINLAMA x KALINLIK	0,098	6	1,842	0,092
FIRINLAMA x MARKA x KALINLIK	0,314	18	2,101	0,006

Tablo 4.24'te ΔE değeri üzerinde anlamlı etkiye sahip olan marka etkenine ait ikili karşılaştırma sonuçları sunulmuştur. Ceramco markasında elde edilen ortalama değer 1,11 iken, IPS Classic için elde edilen ortalama değer 0,82, Noritake için 1,42 ve Vita için 1,10 olarak bulunmuştur. Ceramco ve Vita markalarında elde edilen ortalama değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p = 1,000$). Benzer şekilde IPS Classic ile Vita markalarından elde edilen ortalama değerler arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p = 0,064$). Diğer markalar arasındaki farklar ise istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). En düşük ortalama değer IPS Classic'te elde edilirken en yüksek ortalama değer Noritake markasında elde edilmiştir.

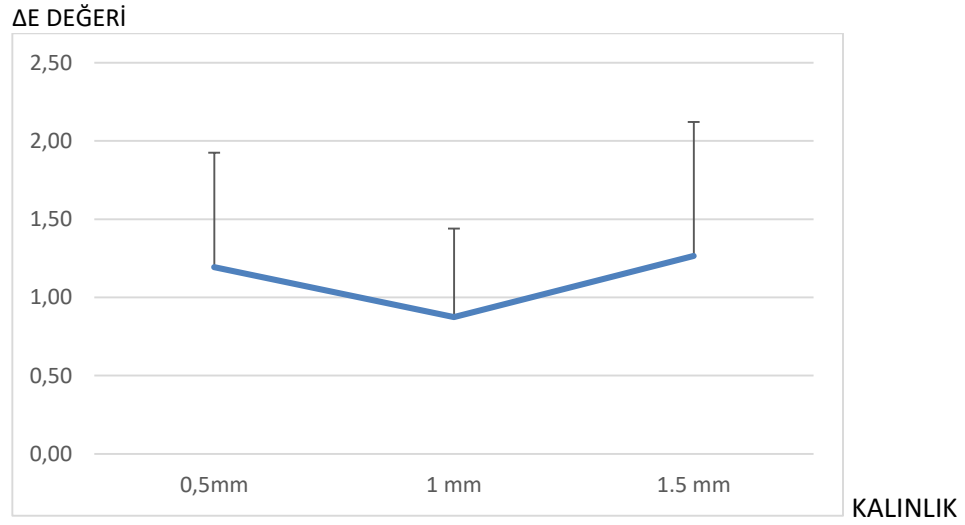
Tablo 4.24. ΔE değeri için marka gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

Markaların karşılaştırılması		Ortalamalar Arası Fark	P Değeri
CERAMCO	IPS CLASSIC	0,289	0,046
	NORITAKE	-0,310	0,025
	VITA	0,013	1,000
IPS CLASSIC	NORITAKE	-0,599	<0,001
	VITA	-0,276	0,064
NORITAKE	VITA	0,323	0,018

Tablo 4.25.'de ΔE değeri için anlamlı etkiye sahip olan kalınlık etkenine ait ikili karşılaştırma sonuçları sunulmuştur. İkili karşılaştırma sonucunda 0,5 mm ile 1,5 mm kalınlıklar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değil ($p=1,000$) iken 1 mm kalınlıkta elde edilen ortalama değer hem 0,5 hem de 1,5 mm kalınlığa göre daha düşük elde edilmiştir (sırasıyla $p=0,002$; $P<0,001$) (Grafik 4.16.).

Tablo 4.25. ΔE değeri için kalınlık gruplarına göre çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

Kalınlıkların karşılaştırılması		Ortalamalar Arası Fark	P Değeri
0,5mm	1 mm	0,319	0,002
	1,5 mm	-0,071	1,000
1 mm	1,5 mm	-0,390	<0,001

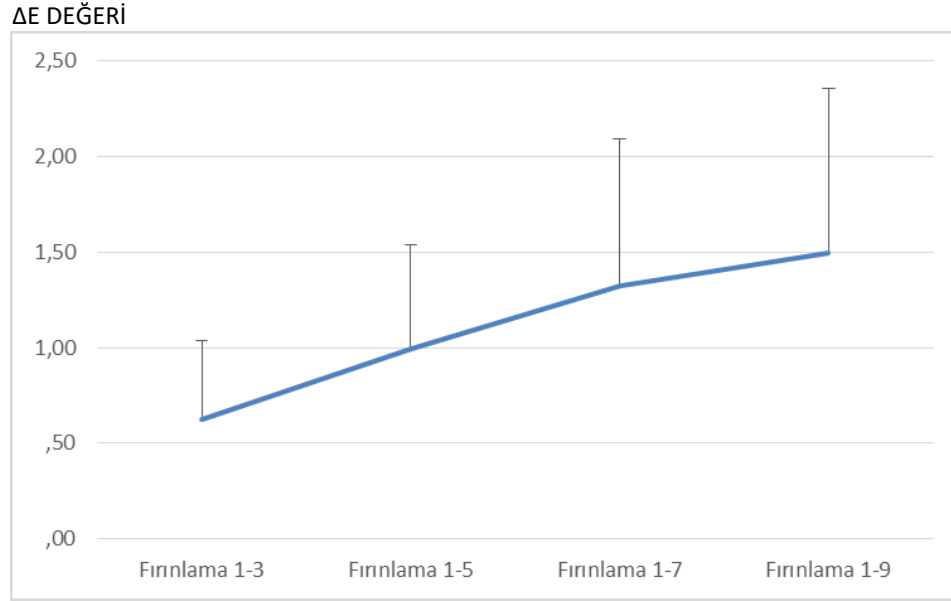


Grafik 4.16. Kalınlıklara göre ΔE değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

ΔE değerlerinin 1.fırınlamaya göre değişimlerinin ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 4.26.'da sunulmuştur. Tüm fırınlamalarda elde edilen ΔE değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). ΔE değeri fırınlama sayısı arttıkça artmaktadır.

Tablo 4.26. ΔE değerlerinin fırınlama sayılarına göre karşılaştırılması.

Fırınlamaların Karşılaştırılması		Ortalamalar Arası Fark	P değeri
3.Fırınlama	5.Fırınlama	-0,371	<0,001
	7.Fırınlama	-0,700	<0,001
	9.Fırınlama	-0,871	<0,001
5.Fırınlama	7.Fırınlama	-0,330	<0,001
	9.Fırınlama	-0,501	<0,001
7.Fırınlama	9.Fırınlama	-0,171	0,016



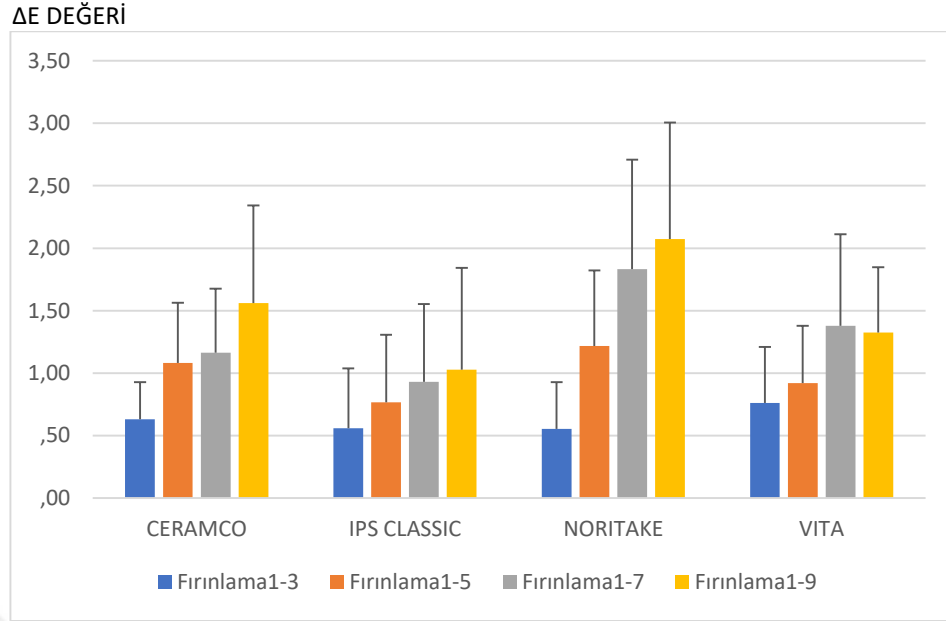
Grafik 4.17. Fırınlamalara göre ΔE değişimlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

En düşük ortalama ΔE değeri Noritake markasının 1. fırınlama değerlerinde elde edilmiştir. En yksek ortalama ΔE değeri ise Noritake markasının 7. Ve 9. fırınlamalarında elde edilmiştir (Tablo 4.27.) (Grafik 4.18.).

Tablo 4.27. Fırınlama-marka etkileşimine ait oklu karşılaştırma sonuçları.

Porselen	ΔE			
	Fırınlama1-3	Fırınlama1-5	Fırınlama1-7	Fırınlama1-9
CERAMCO	0,63 \pm 0,3fg	1,08 \pm 0,48cdef	1,16 \pm 0,51cde	1,56 \pm 0,78bc
IPS CLASSIC	0,56 \pm 0,48g	0,77 \pm 0,54efg	0,93 \pm 0,62defg	1,03 \pm 0,82defg
NORITAKE	0,55 \pm 0,37g	1,22 \pm 0,6cde	1,83 \pm 0,88ab	2,07 \pm 0,93a
VITA	0,76 \pm 0,45efg	0,92 \pm 0,46defg	1,38 \pm 0,73bcd	1,32 \pm 0,52cd

a-g: Tabloda aynı harflerle yazılmış fırınlama-marka etkileşimlerine ait ortalama değerler arasında fark yoktur.



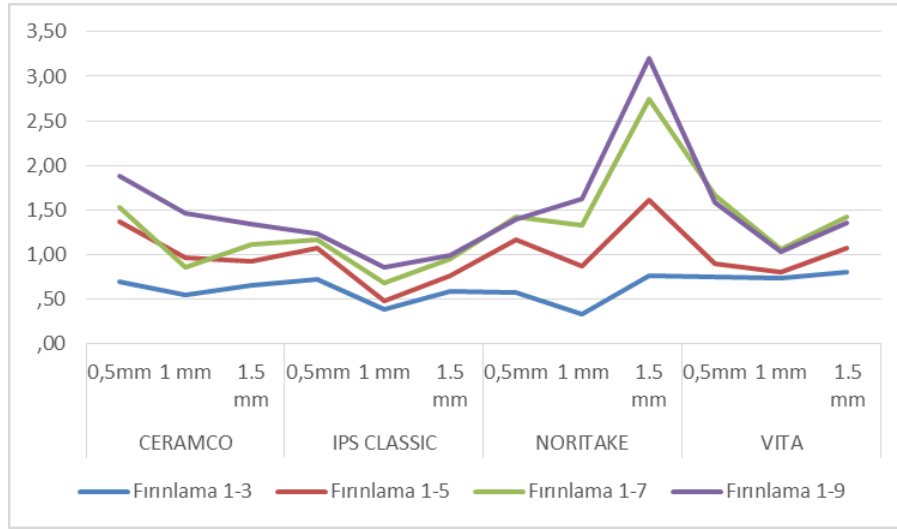
Grafik 4.18. Fırınlama ve marka etkileşimine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

En yüksek ortalama ΔE değeri Noritake markasının 1,5 mm'lik kalınlığının 7. ve 9. fırınlamalarında elde edilmiştir (Tablo 4.28.) (Grafik 4.19.).

Tablo 4.28. Fırınlama, marka ve kalınlık etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları.

Porselen	Kalınlık	ΔE			
		Fırınlama1-3	Fırınlama1-5	Fırınlama1-7	Fırınlama1-9
CERAMCO	0,5mm	0,7 ± 0,34	1,37 ± 0,47	1,52 ± 0,44	1,88 ± 0,7
	1 mm	0,54 ± 0,22	0,96 ± 0,4	0,86 ± 0,26	1,46 ± 0,96
	1.5 mm	0,65 ± 0,33	0,92 ± 0,48	1,11 ± 0,58	1,34 ± 0,61
IPS CLASSIC	0,5mm	0,72 ± 0,62	1,07 ± 0,65	1,17 ± 0,87	1,23 ± 1,27
	1 mm	0,38 ± 0,2	0,48 ± 0,25	0,68 ± 0,5	0,86 ± 0,43
	1.5 mm	0,58 ± 0,51	0,75 ± 0,52	0,94 ± 0,31	0,99 ± 0,51
NORITAKE	0,5mm	0,57 ± 0,37	1,17 ± 0,66	1,42 ± 0,43	1,4 ± 0,38
	1 mm	0,33 ± 0,26	0,87 ± 0,47	1,33 ± 0,47	1,62 ± 0,56
	1.5 mm	0,76 ± 0,38	1,61 ± 0,46	2,74 ± 0,82	3,2 ± 0,44
VITA	0,5mm	0,75 ± 0,51	0,9 ± 0,53	1,66 ± 0,96	1,59 ± 0,59
	1 mm	0,73 ± 0,46	0,8 ± 0,47	1,06 ± 0,52	1,03 ± 0,33
	1.5 mm	0,8 ± 0,42	1,07 ± 0,36	1,42 ± 0,59	1,36 ± 0,5

B Değeri



Grafik 4.19. Fırnlama, marka ve kalınlık etkileşimine ait ortalama grafiği.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada; metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan farklı porselen markalarının belli kalınlıklarının, tekrarlanan fırınlamalar sonucunda, renk parametrelerinde meydana gelen değişiklikler, bir spektrofotometre yardımı ile incelenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre çalışmanın başlangıcında kurulan hipotez kısmen reddedilmiştir.

Metal destekli porselen restorasyonlar kırılma direncinin yüksek olması nedeniyle sıklıkla kullanılmaktadırlar. Ancak bu restorasyonlarla hastalarda uyumlu dış rengi elde etmek oldukça güçtür. Altyapı maddesi olarak kullanılan metalin ışığı yansıtma özelliği uygun estetiği yakalamayı zorlaştırmaktadır (11).

Renk uyumu açısından yaşanan zorluklar; yetersiz renk skalaları, kullanılan metal alaşımlarının türü ve farklı markalarda olan porselenlerin içeriğindeki değişikliklerden kaynaklanabilir (109-111). Metal destekli porselen restorasyonların rengi; porselen kalınlığı (112), markası (113, 114), kondensasyon tekniği (112), fırınlama derecesi (115), yüzey düzgünlüğü (115), fırınlama sayısı (14, 46) gibi birçok etkene bağlı olarak değişir. Bu çalışmada, bahsedilen etkenler göz önünde bulundurulmuş ve metal destekli porselen örnekler hazırlanırken dört farklı marka porselen (IPS Classic, Noritake Super Porcelain EX-3™, Ceramco 3, Vita VMK Master) kullanılmıştır. Bu metal altyapıya sahip porselen örnekler, üç farklı kalınlıkta (0,5;1mm ve 1,5mm) hazırlanmıştır.

Literatüre bakıldığında porselenin renk stabilitesi ile ilgili araştırmalarda kullanılan örnekler genel olarak disk şeklinde hazırlanmıştır ancak metal altyapının çap ve kalınlıklarının farklılık gösterdiği görülmüştür. Daha önce yapılan çalışmalara dayanarak Ni-Cr alaşımları için ideal metal kalınlığı 0,5mm olarak bildirilmiştir (7).

Yüzey düzgünlüğü ve renk değişiklikleri ölçümlerinde genellikle disk şeklinde örnekler hazırlanır. Çünkü bu tür geometrik şekillerde hazırlanan örnekler, yüzey düzgünlüğü ve renk değişimi belirleme testleri için daha uygundur. Çelik ve arkadaşları (116), bu tip araştırmalar için disk şeklinde hazırlanan örneklerin kron şeklinde hazırlanan örneklere göre daha uygun olduğunu belirtmişlerdir.

Önceki çalışmalarda hazırlanan örnek boyutları ve spektrofotometre cihazında bulunan örneklerin yerleştirildiği tablanın boyutları göz önüne alınarak, 10 mm çapında örnekler hazırlanmıştır (11, 113, 117, 118).

Geçmişte yapılan çalışmalarda fırınlamalardan sonra meydana gelen renk değişikliği, fırınlama aşamaları sırasında metal oksitlerin renk kararlılığındaki eksikliğe bağlanmıştır (119-121). Bazı metal oksitlerin fırınlama sıcaklıklarına maruz kaldıktan sonra renk açısından kararlı olmadığı ileri sürülmüştür (11). Değişik mekanizmalara göre; alaşımdaki farklı elementlerin metale komşu olan porselenle reaksiyona girerek renk değişimine neden olduğu belirtilmiştir. Porselen-metal etkileşimi sırasında elementler ve / veya oksitler ara yüz boyunca alaşımdan porselene göç eder. Metal altyapıdan çıkan elementler, porselen metal ara yüzünün porselen kısmına ulaşır (11).

Mulla ve arkadaşları (122) tekrarlanan fırınlamalardan aldıkları bulgular sonucu, ilk fırınlama sırasında belirgin renk değişikliği olmasına rağmen sonraki fırınlamalar sırasında daha az renk değişikliği meydana geldiğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde bu çalışmada da ilk porselen fırınlamasından sonra tüm marka gruplarındaki renk değişimi, sonraki fırınlamalarla karşılaştırıldığında daha fazla miktarda bulunmuştur.

L değeri; renkteki açıklık-koyuluk koordinatlarını temsil eder ve Munsell renk sistemindeki renk değerine (Value) karşılık gelir. Mükemmel siyah 0, mükemmel beyaz ise 100 L değerine karşılık gelmektedir. Açık renkteki nesnelerin L değeri yüksekken, koyu renkteki nesnelerin L değeri daha düşüktür (6, 10). Bu çalışmada tekrarlanan fırınlamalar sonucu tüm markalarda ve tüm kalınlıklarda L değerlerinde azalma saptanmıştır. L değerinin azalmış olması, tekrarlanan fırınlamalar sonucu rengin koyulaştığını ifade etmektedir.

Porselen rengi yüzey pürüzlülük miktarından etkilenebilir (115). Düzensiz ve pürüzlü bir yüzeyde; ışık, restorasyonun rengini değiştirerek yansır ve yayılır (77). Kim ve arkadaşları (123) yaptıkları çalışma sonucu, yüzey özelliklerinin L değerini değiştirdiğini açıklamışlar ve glazeli bir yüzeyin sadece parlatma işlemi yapılmış bir

yüzeyle göre daha düşük L değeri taşıdığı bulmuşlardır. Bu çalışmada örnekler glaze işlemine tabi tutulmamıştır. Ancak ilk fırınlamadan sonra yapılan her fırınlamada örneklerin glaze uygulanmışçasına parlak bir yüzeyle sahip olduğu gözlemlenmiştir. Doğal glaze yöntemi süre-ısı ilişkisine dayanır. Normal fırınlama ısısından daha yüksek ısı uygulanırsa ya da örnekler belirli bir ısıda daha uzun süre tutulursa daha pürüzsüz bir yüzey elde edilir (39, 124, 125). Bu çalışmada L değerlerinde azalma meydana gelmiştir ve tekrarlanan fırınlamalar sonucu örneklerde doğal glaze yüzeylerin oluşması nedenlerden biri olabilir.

Literatüre bakıldığında; metal altyapıya sahip porselen örneklerinin renk değişiminin değerlendirildiği birçok çalışmada ΔL , Δa ve Δb parametreleri açısından değerlendirme yapılmamıştır (12, 14, 110, 112). Bu çalışmada renk değişimini ΔE parametresinin yanısıra ΔL , Δa ve Δb değerlerine bakarak değerlendirmeler yapılmıştır. Tüm markalarda, aynı renk (A1 ve A1 karşılığı) porselen tozu kullanılmasına rağmen bulunan ortalama L değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (tüm karşılaştırmalar için $p < 0,001$) ve en düşük ortalama L değeri Noritake markasına aittir.

Porselen kalınlık farkına göre renk değişimini inceleyen çalışmalarda, L değerinin kalınlık arttıkça, azaldığı gözlemlenmiştir (91, 96, 104). Bu çalışmada elde edilen sonuçlar bu bulguları desteklemektedir.

Daha önceki çalışmalar tekrarlanan fırınlamaların test edilen herhangi bir renk tonunu algılanabilir şekilde etkilemediği sonucuna varmıştır (14, 46, 110, 112).

Uludağ ve arkadaşları (117) 2007 yılında yaptığı çalışmada In-ceram ve Ips-Empress seramik sistemlerinde farklı kalınlıklarda üretilen örnekleri incelemiştir. Fırınlama sayısındaki artış L değerinde önemli bir düşüşe yol açmış ve daha koyu örnekler oluşmuştur. a ve b değerinde ise artışa neden olmuştur. In-ceram örneklerde kalınlığın artması L değerinde azalmaya neden olurken a ve b değerlerinde artışa yol açmıştır. Ips-empress örneklerde ise kalınlık arttıkça L ve a değeri azalırken b değerinde anlamlı bir fark saptanmamıştır. Tüm ölçümlerde elde edilen ΔE değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınır olan 3.5'in altında bulunmuştur (117). Tekrarlanan

fırınlamalar sonucu ΔE değerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda kalması ve L değerinin azalması bu çalışmadaki verilerle uyumludur ve daha koyu renkte örnekler oluştuğunu destekler niteliktedir. Çelik ve arkadaşlarının (116) 2008 yılında yaptığı çalışmaya göre ise iki farklı zirkon seramik sisteminde ve iki farklı *veneer* porselen renginde (A1,A3) tekrarlanan fırınlamalar sonucunda L değeri artarken a değeri azalmıştır. A3 renginde olan örnekler için b değeri artarken A1 rengindeki örnekler için anlamlı bir fark yoktur.

a değeri bir rengin ne kadar kromatik olduğunu ifade eder; pozitif koordinatlar kırmızı renge karşılık gelirken negatif koordinatlar yeşil renge karşılık gelir (6, 10). Bu çalışmada kalınlık arttıkça a değeri azalmıştır. Bu azalma 0,5-1mm kalınlıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı değilken ($p=0,212$) 0,5-1,5 mm; 1mm-1,5mm kalınlıklarındakiler için istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (sırasıyla $p<0,001$; $p<0,001$). Seramik kalınlığındaki artış sonucu a ekseninin yeşile doğru kaydığı ve kırmızı rengin azaldığı görülmüştür. Tekrarlanan fırınlamalar sonucunda da, ortalama a değeri 5. fırınlamaya kadar istatistiksel olarak anlamlı bir azalma göstermiştir ($p<0,001$). Porselen kalınlığındaki artış sonuçları ile benzer olarak tekrarlanan fırınlamalarda da a ekseninde yeşile doğru bir kaymanın olduğu ve kırmızı rengin azaldığı saptanmıştır.

b değeri de bir rengin ne kadar kromatik olduğunu ifade eder; pozitif koordinatlar sarı renge karşılık gelirken, negatif koordinatlar mavi renge karşılık gelir (6, 10). Bu çalışmada kalınlık arttıkça b değeri azalma göstermiştir ve istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$). Porselen kalınlığında artış ile b ekseninde maviye doğru bir kaymanın olduğunu ve sarı rengin azaldığını gösterir.

Tekrarlanan fırınlamalar sonucu b değerinde 1, 3, 5, 7. fırınlamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür ($p<0,001$). Bu azalma, sadece 7. ve 9. fırınlamlar arasında anlamlı bulunmamıştır ($p=0,990$). Tekrarlanan fırınlamalar da b ekseninde maviye doğru kaymanın olduğunu ve sarı rengin azaldığını gösterir.

Bu çalışmada hazırlanan örneklere mine porselen tabakası uygulanmamıştır. Mine tabakası dentin porselenine oranla ışık geçirgenliği oldukça yüksek olan bir

tabakadır. Porselene esas olarak rengini veren tabaka içinde pigmentasyona uğrayan metal oksitleri barındıran dentin tabakasıdır. Aynı zamanda genellikle metal destekli porselen restorasyonların dişetine yakın bölgeleri mine porseleni içermez (110).

Ni-Cr alaşım sistemleri günümüzde kullanılan en yaygın kıymetsiz metal alaşımları arasındadır. Crispin ve arkadaşları'nın (126) yaptıkları ΔE verilerinden yola çıkarak, Ni-Cr alaşımları yüksek altın içeren alaşımlardan oluşan kontrol grubuna göre çok daha fazla renk değişikliği gösterdiğini bulmuşlardır (126). Görsel, kolorimetrik ya da spektrofotometrik tekniklerle yapılan çalışmalar da Ni-Cr alaşımlarının tekrarlanan fırınlamalarda porselen renginde değişikliğe neden olduğu belirlenmiştir (126-128).

Brewer ve arkadaşları (110) metal destekli dental porselenlerin son rengi üzerinde, altyapı olarak kullanılan üç farklı alaşımın etkilerini karşılaştırmıştır. Sonuçlar, üç alaşım içinde opak aşamasında az miktarda renk değişikliği meydana geldiğini, oysa dentin tabakasını fırınladıktan sonra belirgin renk değişiklikleri meydana geldiğini ve değişikliklerin alaşım ile ilgili olduğunu göstermiştir. Bu çalışmada kullanılan Ni-Cr alaşımı bu renk değişikliğine neden olmuş olabilir.

Ni-Cr ve palladyum alaşımları metal destekli porselen restorasyonlarda altyapı maddesi olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Yapılan çalışmaların verilerine göre, bu alaşımların diğer alaşımlarla karşılaştırıldığında daha büyük oranda bir renk değişikliğine neden olduğu görülmüştür. Nikel iyonları, sodyum silikat camlarında nötr gri renk ürettiği gösterilen renklendiricidir ve muhtemelen porselendeki renk değişiklikleri ile ilişkilidir (11).

Seghi ve arkadaşlarının (129) yaptıkları çalışmaya göre ΔE değerinin 1'in altında ise insan gözü bunu algılayamaz. Değerler 1-2 arasında olduğunda, gözlemcilerin % 50'si tarafından fark edileceğini ama bu durumun klinik olarak önemsiz olduğunu, 2-3,7 arasında renk farkının algılanabilir ancak kabul edilebilir olduğunu, 3,7'nin üzerinde olduğunda ise klinik olarak kabul edilemez olduğunu bildirilmiştir.

O'Brien ve arkadaşlarının (112) yapmış olduğu klinik çalışma sonucunda renk değişim değeri olan ΔE nin 3,5'in üzerinde olduğu durumları klinik olarak kabul

edilemez olarak değerlendirmişlerdir. Yapılan diğer çalışmalarda, ΔE 'nin 3,5'den daha yüksek olduğu durumların klinik olarak kabul edilemez olduğunu bildirilmiştir (108, 128) (Tablo 3.8.).

Bu çalışmada bulunan en büyük ortalama ΔE değeri 1,5mm kalınlığındaki Noritake marka örneklerin 9. fırınlamasından sonra elde edilmiştir. Bu değer $3,2 \pm 0,44$ olarak belirlenmiştir. Bu değer insan gözü tarafından algılanabilir renk farkıdır ve klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde saptanmıştır. En düşük ortalama ΔE değeri IPS Classic marka porselende saptanmıştır.

Öztürk ve arkadaşlarının (113) 2008 yılında yaptığı çalışmaya göre porselen kalınlığı arttıķa ΔE değeri artmaktadır. Çalışmamızda 1mm kalınlıktaki porselen örneklerde ortalama ΔE değeri 0,5mm ve 1,5mm deki ortalama ΔE değerinden düşüktür ve bu durum istatistiksel olarak anlamlıdır (sırasıyla $p=0,002$; $p<0,001$).

Ayrıca ΔE değeri fırınlama sayısı arttıķa artmaktadır. Bu sonuç daha önce yapılan çalışmalarla uyumludur (113, 117).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Fırınlama sayısı, marka ve kalınlık değişimleri L değeri üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir.

- Metal destekli porselen restorasyonlarda fırınlama sayısı arttıkça L değerinde azalmalar görölmüştür.
- Tüm markalarda A1 renğinde porselen kullanılmış olmasına rağmen markalar arasında yapılan karşılaştırmalarda L değerleri arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlıdır. En yüksek ortalama L değeri Vita markasında elde edilmiştir. En düşük ortalama L değeri ise Noritake markasında saptanmıştır.
- Porselen kalınlığındaki artış ile beraber L değerinde azalmalar görölmüştür

2. Fırınlama sayısı ve marka değişimleri a değeri üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir.

- Metal destekli porselen restorasyonlarda fırınlama sayısı arttıkça a değerinde azalmalar görölmüştür.
- Tüm markalarda A1 renğinde porselen kullanılmış olmasına rağmen markalar arasında yapılan karşılaştırmalarda a değerleri arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlıdır. En yüksek ortalama a değeri Vita markasına ait iken en düşük ortalama a değeri de IPS Classic markasına aittir.

3. Fırınlama sayısı ve marka değişimleri b değeri üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir.

- Fırınlama sayısının artması b değerinde azalmalara neden olmaktadır.
- Bütün markaların b değerleri birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklıdır. En yüksek ortalama b değeri Noritake markasında elde edilirken en düşük ortalama b değeri Ceramco markasında elde edilmiştir.

4. Bu çalışmanın sınırlamaları içinde; en düşük ΔE değeri 1mm porselen kalınlığında belirlenmiştir. Dolayısı ile 1mm porselen kalınlığında hazırlanan metal destekli porselen örneklerde renk değişimi en az olmuştur.

5. Metal destekli porselen restorasyonlarda fırınlama sayısı arttıkça renk değişim miktarını gösteren ΔE değeri artmaktadır.

6. En düşük ortalama ΔE değeri IPS Classic'te elde edilirken, en yüksek ortalama değer Noritake markasında elde edilmiştir. Noritake marka örneklerin 9. fırınlamasından elde edilen en yüksek ortalama ΔE değeri klinik olarak kabul edilebilir seviyenin ($\Delta E < 3,5$) altında kalmıştır. Ancak bu renk farkı insan gözünün algılayabileceği aralıktadır.

7. Metal destekli porselen sistemlerde tekrarlanan fırınlamalar rengin koyulaşmasına yol açtığı için renk uyumsuzluğu gibi estetik sorunlara neden olabilir. Bu nedenle mümkün olduğunca tekrarlanan fırınlama işlemlerinden kaçınılmalıdır.

7. KAYNAKLAR

1. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(4):351-63.
2. Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, et al. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(6):412-7.
3. Luo XP, Zhang L. Effect of Veneering Techniques on Color and Translucency of Y-TZP. *Journal of Prosthodontics*. 2010;19(6):465-70.
4. Morena R, Beaudreau G, Lockwood P, Evans A, Fairhurst C. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *Journal of dental research*. 1986;65(7):993-7.
5. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, Lang SC. *Contemporary fixed prosthodontics*. 2001.
6. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2002.
7. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Book reviews *J Prosthodont*. 1997;6:316-20.
8. McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI. *The science and art of dental ceramics*. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 1979.
9. Kingery WD. *Introduction to ceramics*. 1960.
10. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics - E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2006.
11. Yilmaz B, Özçelik TB, Wee AG. Effect of repeated firings on the color of opaque porcelain applied on different dental alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(6):395-404.
12. Barghi N, Goldberg J. Porcelain shade stability after repeated firing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1977;37(2):173-5.
13. Barghi N, Richardson JT. A study of various factors influencing shade of bonded porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1978;39(3):282-4.
14. Jorgenson MW, Goodkind RJ. Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of color, porcelain thickness, and repeated firings. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1979;42(1):96-105.
15. Stavridakis MM, Papazoglou E, Seghi RR, Johnston WM, Brantley WA. Effect of different high-palladium metal-ceramic alloys on the color of opaque porcelain. *Journal of Prosthodontics*. 2000;9(2):71-6.
16. Turgut S, Bağış B, Bağış Y, Korkmaz FM, Tüzüner T, Baygın Ö. Restoratif materyallerin translusensi özelliklerinin değerlendirilmesi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*. 2011;38(1):15-21.
17. Pilathadka S, Vahalová D. *Contemporary All-ceramic Materials-Part 1*. ACTA MEDICA-HRADEC KRALOVE-. 2007;50(2):101.
18. Anusavice KJ. *Philips' Science of Dental Materials*2013.
19. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental clinics of North America*. 1985;29(4):621-44.

20. The glossary of prosthodontic terms. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(1):10-92.
21. Anusavice KJ. Phillips's Science of Dental Materials. In: Ebook L, editor. 11. ed. London: London : Elsevier Health Sciences; 2003.
22. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(2):136-43.
23. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental clinics of North America*. 1985;29(4):621-44.
24. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2012.
25. Maloney WJ, Maloney MP. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*. 2009;58(2):28-9.
26. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(1):18-32.
27. MacCulloch WT. Advances in dental ceramics. *British dental journal*. 1968;124(8):361-5.
28. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(1):61-6.
29. W McLean J. *The science and art of dental ceramics / John W. McLean*2017.
30. Shell JS, Nielsen JP. Study of the bond between gold alloys and porcelain. *Journal of dental research*. 1962;41:1424-37.
31. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(2):136-43.
32. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2013.
33. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology*. 2015;3(1):13-8.
34. Yamamoto M. *Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto*: Quintessence Publishing Company; 1985.
35. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*, Mosby, Spain, 1994: 201-214. article.
36. Naylor WP, King AH. *Introduction to metal-ceramic technology*: Quintessence Publishing Company; 2009.
37. Hamouda IM, El-Waseffy NA, Hasan AM, El-Falal AA. Evaluation of an experimental dental porcelain. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2010;3(8):610-8.
38. Sakaguchi R, Powers J. *Craig's restorative dental materials*. 2012.
39. Naylor W. *Essentials of metal ceramic substructure design*. *Introduction to Metal Ceramic Technology* Chicago: Quintessence. 1992:43-64.

40. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993:515.
41. Bultan Ö. Metal-Press Seramik Uyumunun Araştırılması [Doktora]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2006.
42. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain J, Mitchell D, Blanco L, et al. Fundamentals of fixed prosthodontics: Quintessence Publishing Company; 2012.
43. Barghi N, Lorenzana RE. Optimum thicknesses of opaque and body porcelain. The Journal of prosthetic dentistry. 1982;48(4):429-31.
44. Lacy AM. The chemical nature of dental porcelain. Dental clinics of North America. 1977;21(4):661.
45. Eissmann HF, Rudd KD, Morrow RM. Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures;[edited By] Harold F. Eissmann, Kenneth D. Rudd, Robert M. Morrow: Mosby; 1980.
46. Barghi N. Color and glaze: effects of repeated firings. The Journal of prosthetic dentistry. 1982;47(4):393-5.
47. McLean J. The metal-ceramic restoration. Dental clinics of North America. 1983;27(4):747.
48. Hsueh CH, Luttrell CR, Becher PF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2006;22(5):460-9.
49. Mackert JR, Evans A. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. Journal of dental research. 1991;70(2):137-9.
50. Kingery W, Bowen H, Uhlmann D. Introduction to ceramics, 1976. Jhon Willey & Sons, New York.
51. Meyer J, O'brien W, Yu C. Sintering of dental porcelain enamels. Journal of dental research. 1976;55(4):696-9.
52. Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. International Journal of Prosthodontics. 1989;2(4).
53. JONES DW, Wilson H. Some properties of dental ceramics. Journal of oral rehabilitation. 1975;2(4):379-96.
54. Warpeha WS, Goodkind RJ. Design and technique variables affecting fracture resistance of metal-ceramic restorations. The Journal of prosthetic dentistry. 1976;35(3):291-8.
55. Phillips R. Skinner's Science of Dental Materials (ed 7) WB Saunders Co. Philadelphia; 1973.
56. Yavuzylmaz H. Metal destekli estetik (vener-kaplama) kronlar. Gazi Üniversitesi, Ankara. 1996.
57. Wassell R, Walls A, Steele J. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. British dental journal. 2002;192(4):199.
58. Silver M, Klein G, Howard MC. An evaluation and comparison of porcelains fused to cast metals. The Journal of prosthetic dentistry. 1960;10(6):1055-64.

59. Ersoy A. Diş Hekimliğinde Sabit Protezler. 1. ed: Akademisyen Kitabevi; 2015.
60. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: The science and strategies 2003. 467-79 p.
61. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 29(4):416-24.
62. Goodkind RJ, Schwabacher WB. Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 58(5):535-42.
63. Zhao Y, Zhu J. In vivo color measurement of 410 maxillary anterior teeth. *Chin J Dent Res*. 1998;1(3):49-51.
64. Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors 2000. 418-23 p.
65. C. Sproull R. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color 1973. 416-24 p.
66. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic color training in dentistry*. St. Louis, Mo.: Elsevier Mosby; 2004.
67. Brewer JD, Wee A, Seghi R. *Advances in color matching*. *Dental clinics of North America*. 2004;48(2):341-58.
68. Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental Materials: Scope and History of Restorative Materials 2. Applied Surface Phenomena 3. Optical, Thermal, and Electrical Properties 4. Mechanical Properties 5. Biocompatibility of Dental Materials 6. Nature of Metals and Alloys 7. Polymers and Polymerization 8. Preventive Materials 9. Resin Composite Restorative Materials 10. Bonding to Dental Substrates 11. Amalgam 12. Impression Materials 13. Gypsum Products and Investments 14. Waxes 15. Noble Dental Alloys and Solders 16. Cast and Wrought Base-Metal Alloys 17. Casting and Soldering Procedures 18. Ceramics 19. Ceramic-Metal Systems 20. Cements 21. Prosthetic Applications of Polymers 22. Dental Implants 23. Tissue Engineering Appendix: Elsevier Health Sciences; 2006.*
69. Kuehni RG. The early development of the Munsell system. *Color Research & Application*. 2002;27(1):20-7.
70. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 88(6):585-90.
71. Nohl F, Steele J, Wassell R. Crowns and other extra-coronal restorations: aesthetic control. *British dental journal*. 2002;192(8):443.
72. Abadie FR. Porcelain surface characterization and staining in the office. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1984;51(2):181-5.
73. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(1).
74. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2003;23(5):467-80.
75. Chu SJ, Devigus A, Mieleszk AJ. *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry: Quintessence Publishing Company; 2004.*

76. Monsénégo G, Burdairon G, Clerjaud B. Fluorescence of dental porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;69(1):106-13.
77. Lee YK, Lim BS, Kim CW. Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2002;63(5):657-63.
78. Obregon A, Goodkind RJ, Schwabacher WB. Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceramometal restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1981;46(3):330-40.
79. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*. 2004;32:3-12.
80. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(6):642-8.
81. Paravina RD. Performance assessment of dental shade guides. *Journal of dentistry*. 2009;37:e15-e20.
82. Ivan R, Rade P. COLOR MEASURING INSTRUMENTS. *Acta Stomatologica Naissi*. 2009;25(60).
83. Lath D, Wildgoose D, Guan Y, Lilley T, Smith R, Brook A. A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching. *The Journal of clinical dentistry*. 2007;18(1):17.
84. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials*. 2006;22(6):553-9.
85. Da Silva JD, Park SE, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;99(5):361-8.
86. Park J-H, Lee Y-K, Lim B-S. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(6):402-11.
87. Swepston JH, Miller AW. Esthetic matching. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1985;54(5):623-5.
88. Garber DA, Goldstein RE, Feinman RA. *Porcelain laminate veneers*: Quintessence Pub Co; 1988.
89. LEE YK, LIM BS, KIM CW, Powers JM. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2001;13(3):179-86.
90. Seghi R, Johnston W, O'Brien W. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of dental research*. 1989;68(12):1755-9.
91. Rosenstiel S, Gegauff A, Seghi R, Hewlett E, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessment of small color differences on translucent dental ceramic. *Journal of dental research*. 1989;68:1760-4.
92. Haywood VB. Color measurement symposium 2003. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry[et al]*. 2003;15:S3.
93. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(6):585-90.

94. Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL. Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(1):40-5.
95. Berns RS. *Billmeyer and Saltzman's principles of color technology*: Wiley New York; 2000.
96. Gozalo-Diaz DJ, Lindsey DT, Johnston WM, Wee AG. Measurement of color for craniofacial structures using a 45/0-degree optical configuration. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(1):45-53.
97. Derdilopoulou FV, Zantner C, Neumann K, Kielbassa AM. Evaluation of Visual and Spectrophotometric Shade Analyses: A Clinical Comparison of 3,758 Teeth. *International Journal of Prosthodontics*. 2007;20(4).
98. Konica Minolta, Spectrophotometer CM-3600A instruction manual. 2011 [Available from: https://www.konicaminolta.com/instruments/download/instruction_manual/color/pdf/cm-3600a_instruction_eng.pdf].
99. Fairhurst C, Hashinger D, Twiggs S, editors. The effect of thermal history on porcelain expansion behavior. *Journal of dental research*; 1981: AMER ASSOC DENTAL RESEARCH 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314.
100. Isgro G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. *Dental Materials*. 2005;21(6):557-64.
101. Fairhurst C, Hashinger D, Twiggs S. The effect of thermal history on porcelain expansion behavior. *Journal of dental research*. 1989;68(9):1313-5.
102. Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1981;45(5):502-6.
103. Dederich D, Svare C, Peterson L, Turner K. The effect of repeated firings on the margins of nonprecious ceramometals. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1984;51(5):628-30.
104. Öztaş D, KaplanR AO, editors. The effect of glaze thickness of the microstructure of low fusing dental porcelain. Abstract presented at: 6th Congress of the Balkan Stomatological Society; 2001.
105. Hassel AJ, Zenthöfer A, Corcodel N, Hildenbrandt A, Reinelt G, Wiesberg S. Determination of VITA Classical shades with the 3D-Master shade guide. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71(3-4):721-6.
106. Zenthöfer A, Wiesberg S, Hildenbrandt A, Reinelt G, Rammelsberg P, Hassel AJ. Selecting VITA classical shades with the VITA 3D-master shade guide. *International Journal of Prosthodontics*. 2014;27(4).
107. O'Brien W. *Dental materials and their selection* Quintessence Pub. Co, Hanover Park, Ill. 2008.
108. Yilmaz B, Karaagaclioglu L. In vitro evaluation of color replication of metal ceramic specimens using visual and instrumental color determinations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;105(1):21-7.

109. Paravina RD, Powers JM, Fay R-M. Color comparison of two shade guides. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(1).
110. Brewer J, Akers C, Garlapo D, Sorensen S. Spectrometric analysis of the influence of metal substrates on the color of metal-ceramic restorations. *Journal of dental research*. 1985;64(1):74-7.
111. Preston J. Current status of shade selection and color matching. *Quintessence international* (Berlin, Germany: 1985). 1985;16(1):47.
112. O'Brien WJ, Kay K-S, Boenke KM, Groh C. Sources of color variation on firing porcelain. *Dental Materials*. 1991;7(3):170-3.
113. 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. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;100(2):99-106.
114. Hammad IA, Stein RS. A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part II. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;65(2):169-79.
115. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;64(6):631-5.
116. Celik G, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Ozturk O, Goktug G. The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;99(3):203-8.
117. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(1):25-31.
118. Yilmaz K, Gonuldas F, Ozturk C. The effect of repeated firings on the color change of dental ceramics using different glazing methods. *The journal of advanced prosthodontics*. 2014;6(6):427-33.
119. Johnston W, Kao E. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of dental research*. 1989;68(5):819-22.
120. Lund PS, Piotrowski TJ. Color changes of porcelain surface colorants resulting from firing. *International Journal of Prosthodontics*. 1992;5(1).
121. Bertolotti R. Alloys for porcelain-fused-to-metal restorations. *Dental materials and their selection*. 2002;3:200-9.
122. Mulla F, Weiner S. Effects of temperature on color stability of porcelain stains. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;65(4):507-12.
123. Kim I-J, Lee Y-K, Lim B-S, Kim C-W. Effect of surface topography on the color of dental porcelain. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2003;14(5):405-9.
124. Cook PA, Griswold WH, Post AC. The effect of superficial colorant and glaze on the surface texture of vacuum-fired porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1984;51(4):476-84.
125. Tamura K, Fowler JA. *Essentials of dental technology*: Quintessence Pub Co; 1987.
126. Crispin BJ, Seghi RR, Globe H. Effect of different metal ceramic alloys on the color of opaque and dentin porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;65(3):351-6.

127. Jacobs S, Goodacre C, Moore B, Dykema R. Effect of porcelain thickness and type of metal-ceramic alloy on color. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1987;57(2):138-45.
128. Ozcelik TB, Yilmaz B, Ozcan I, Kircelli C. Colorimetric analysis of opaque porcelain fired to different base metal alloys used in metal ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;99(3):193-202.
129. Seghi RR, Hewlett E, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of dental research*. 1989;68(12):1760-4.



8. ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

Adı-Soyadı: Fatma PEHLİVANLAR

Doğum Yeri ve Tarihi: Çayeli/RİZE, 20.07.1989

Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti

İletişim Bilgileri (e-posta adresi / telefon): fatmapehlivanlar@gmail.com / 05065855258

2. EĞİTİM DURUMU

Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hekimliği, 2007-2013

Trabzon Yomra Fen Lisesi, 2003-2006

Çayeli 9 Mart İlköğretim Okulu, 1995-2003

3.MESLEKİ DENEYİM

2014 – 2018 Araştırma Görevlisi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı