



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FIRINLAMA SAYISININ VE
YAŞLANDIRMANIN ZİRKONYUM
RESTORASYONLARIN RENGİNE ETKİSİ**

Dt. Bilge BEŞİR KALAYCI

DOKTORA TEZİ

Prof. Dr. Funda BAYINDIR

TRABZON – 2014



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FIRINLAMA SAYISININ VE
YAŞLANDIRMANIN ZİRKONYUM
RESTORASYONLARIN RENGİNE ETKİSİ**

Dt. Bilge BEŞİR KALAYCI

DOKTORA TEZİ

Prof. Dr. Funda BAYINDIR

TRABZON – 2014

ONAY

Bu tez Doktora Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Subutay Han Altıntaş
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Dt. Bilge BEŞİR KALAYCI'nın hazırladığı “Fırınlama Sayısının ve Yaşlandırmanın Zirkonyum Restorasyonların Rengine Etkisi” başlıklı tez KTÜ Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Doktora Sınav Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Prof. Dr. Ebru ÇAL

Prof. Dr. Figen ÇİZMECİ ŞENEL

Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

Yrd. Doç. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

Tarih:

Bu tez KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/.../.... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Ahmet KALKAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

14.05.2014

Bilge BEŞİR KALAYCI

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince desteğini her zaman hissettiğim, tez çalışmamın gerçekleşmesi için gerekli imkanın sağlanmasında ve tezimin her aşamasında yardımlarını benden esirgemeyen, bilgi birikimini benimle paylaşan değerli hocam, danışmanım, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekan Yardımcısı Sayın Prof. Dr. Funda BAYINDIR'a,

Bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, hep destek olup yardımlarını esirgemeyen, değerli hocam, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ başta olmak üzere, anabilim dalımızın öğretim üyeleri Sayın Yrd. Doç. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Sedanur TURGUT'a, ayrıca engin bilgileri ile klinik bir çok tecrübeyi edinmemi sağlayan değerli hocam, bölümümüz Anabilim Dalı Başkanlığını yapmış olan Sayın Doç. Dr. Bora BAĞIŞ'a,

Doktora eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma ve bölümümüz çalışanlarına,

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında, laboratuvarlarının olanaklarından yararlanmamı sağlayan İstanbul Optimal Diş Protez Laboratuvarı ve Trabzon AsLabor'ın tüm çalışanlarına,

Hayatımın her döneminde olduğu gibi doktora eğitimim boyunca da sevgi ve sabırları ile her türlü fedakarlığı göstererek yanımda olan aileme,

Tez çalışmam esnasında karşıma çıkan engelleri aşmamda yardımcı olan, sevgi ve anlayışı hiç bitmeyen sevgili eşim Dt. Mehmet Onur Kalaycı'ya ve canım kızım Beril Kalaycı'ya,

Sonsuz Teşekkürler.

Bu tez çalışması Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2012/BAP/PROJE NO: 2012/379 kodlu proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İç kapak sayfası	
ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
RESİMLER DİZİNİ	xv
KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ	xvi
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Dental Seramikler	5
4.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	5
4.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı	6
4.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	7
4.2. Yitriyum Tetragonal Zirkonya Polikristal (Y-TZP)	9
4.2.1. Y-TZP'nin Yapısı	9
4.2.2. Y-TZP Esaslı Bloklar	11
4.2.2.3. Yarı Sinterize Y-TZP Bloklar	11
4.2.2.4. Tam Sinterlenmiş Bloklar	12
4.3. CAD/CAM Sistemleri	12
4.3.1. CAD/CAM Komponentleri	14
4.3.2. Güncel CAD/CAM Sistemleri	16
4.4. Manuel Tasarım/Manuel Üretim	21
4.5. Renk	22
4.5.1. Munsell Renk Sistemi	23
4.5.2. CIE XYZ Renk Sistemi	26
4.5.3. CIE L*a*b* Renk Sistemi	27
4.5.4. Işık ve Renk Terimleri	29

4.5.4.1. Metamerizm	29
4.5.4.2. Yansıma	29
4.5.4.3. Translüsensi ve Opasite	30
4.5.4.4. Işıldama Özelliği	31
4.5.4.5. Opelasans Özellik	32
4.6. Renk Ölçüm Yöntemleri	32
4.6.1. Görsel Ölçüm	32
4.6.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm	33
4.6.2.1. Kolorimetreler	35
4.6.2.2. Spektoradyometreler	36
4.6.2.3. Spektrofotometreler	37
4.6.2.4. Dijital Kameralar	37
4.7. Yaşlandırma	38
5. GEREÇ ve YÖNTEM	39
5.1. Zirkonya Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması	39
5.1.1. Zirkonzahn (ZZ) Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması	39
5.1.2. Lava Zirkonya (LZ) Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması	42
5.1.3. Noritake Alliance (NA) Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması	45
5.2. Renk Ölçüm Kutusunun Hazırlanması	47
5.3. Alt Yapı Örneklerinin Renk Ölçümlerinin Yapılması	47
5.4. Alt Yapı Örneklerinin Translüsensi Ölçümlerinin Yapılması	48
5.5. Translüsensi Parametresinin Belirlenmesi	49
5.6. Kontrast Oranın Belirlenmesi	49
5.7. Alt Yapı Örneklerine Üst Yapı Seramiği Uygulanması	49
5.8. Üst Yapı Seramiği Uygulanmış Örneklerin Translüsensi ve Renk Ölçümlerinin Yapılması	52
5.9. Üst Yapı Seramiği Uygulanmış Örneklerin Tekrar Fırınlanmaları	52
5.10. Örneklerin Yaşlandırılması	52
5.11. Yaşlandırma Testi Sonrası Örneklerin Translüsensi ve Renk Ölçümlerinin Yapılması	54
5.12. Renk Farkının (ΔE) Hesaplanması	55
5.13. İstatistiksel Analiz	55

6. BULGULAR	56
6.1. KO Yöntemi ve TP Bulguları	56
6.2. Renk Ölçüm Bulguları	65
6.2.1. CIE L*a*b* Parametreleri	65
6.2.1.1. L* Değerleri	65
6.2.1.2. a* Değerleri	71
6.2.1.3. b* Değerleri	76
6.2.2. ΔE Değerleri	82
6.3. Yaşlandırma Sonrası Bulguları	88
6.3.1. YS KO Bulguları	88
6.3.2. YS TP Bulguları	91
6.3.3. YS L* Bulguları	94
6.3.4. YS a* Bulguları	97
6.3.5. YS b* Bulguları	100
6.3.6. YS ΔE Bulguları	103
7. TARTIŞMA ve SONUÇ	106
8. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	124
9. KAYNAKLAR	127
ÖZGEÇMİŞ	1433

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Y-TZP'nin özellikleri.	10
Tablo 2. Farklı CAD/CAM sistemlerinin tarayıcı özellikleri.	15
Tablo 3. Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri.	28
Tablo 4. NBS kriterleri.	29
Tablo 5. Alt yapı örneklerinin KO değerleri.	56
Tablo 6. Alt yapı örneklerinin TP değerleri.	57
Tablo 7. ZZ, NA ve LZ sistemlerinin alt yapı KO ve TP değerleri karşılaştırıldığında elde edilen p değerleri.	58
Tablo 8. Sistemlere ve porselen kalınlıklarına göre KO değerleri.	59
Tablo 9. Her bir sistemin kalınlık alt grubuna göre 1.F, 3.F ve 5.F KO ölçümlerinin birbirleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	60
Tablo 10. Sistemlere ve porselen kalınlıklarına göre TP değerleri.	61
Tablo 11. Her bir sistemin kalınlık alt grubuna göre 1.F, 3.F ve 5.F TP ölçümlerinin birbirleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	62
Tablo 12. Sistemlerin KO ve TP değerlerinin karşılaştırılmasında elde edilen p değerleri.	64
Tablo 13. Porselen kalınlığı değişimine göre KO ve TP değerlerinin karşılaştırılmasında elde edilen p değerleri.	64
Tablo 14. Sistemlerin alt yapı L* değerleri.	65
Tablo 15. Sistemlere göre L* değerleri.	67
Tablo 16. Sistemlerin kalınlık alt grubunun L* ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	68
Tablo 17. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında L* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	69

Tablo 18. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında L* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	69
Tablo 19. Sistemlerin alt yapı a* değerleri.	71
Tablo 20. Sistemlere göre a* değerleri.	72
Tablo 21. Sistemlerin kalınlık alt grubunun a* ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	73
Tablo 22. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında a* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	74
Tablo 23. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında a* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	74
Tablo 24. Sistemlerin alt yapı b* değerleri.	76
Tablo 25. Sistemlere göre b* değerleri.	78
Tablo 26. Sistemlerin kalınlık alt grubunun b* ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	79
Tablo 27. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında b* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	80
Tablo 28. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında b* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	80
Tablo 29. Fırınlama sayılarına göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri.	83
Tablo 30. Porselen kalınlığı sabit tutulduğunda ΔE ölçümleri yönünden ZZ, NA ve LZ sistemleri arasında yapılan karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	84

Tablo 31. ZZ, NA ve LZ sistemleri sabit tutulduğunda ΔE ölçümleri yönünden porselen kalınlıkları arasında yapılan karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	84
Tablo 32. Porselen kalınlığı değişimine göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri.	86
Tablo 33. Fırınlama sayısı sabit tutulduğunda porselen kalınlığı değişimine göre ΔE ölçümleri yönünden ZZ, NA ve LZ sistemleri arasında yapılan karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	87
Tablo 34. YÖ ve YS KO değerleri.	88
Tablo 35. YÖ ve YS KO değerlerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	89
Tablo 36. YS KO değerlerinin markalar arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	90
Tablo 37. YS KO değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	90
Tablo 38. YÖ ve YS TP değerleri.	91
Tablo 39. YÖ ve YS TP değerlerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	92
Tablo 40. YS TP değerlerinin markalar arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	93
Tablo 41. YS TP değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	93
Tablo 42. YÖ ve YS L* değerleri.	95
Tablo 43. YÖ ve YS L* değerleri karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	96
Tablo 44. YS L* değerlerinin markalar arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	96
Tablo 45. YS L* değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	97
Tablo 46. YÖ ve YS a* değerleri.	98
Tablo 47. YÖ ve YS a* değerleri karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	99

Tablo 48. YS a* değerlerinin markalar arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	99
Tablo 49. YS a* değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	100
Tablo 50. YÖ ve YS b* değerleri.	101
Tablo 51. YÖ ve YS b* değerleri karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	102
Tablo 52. YS b* değerlerinin markalar arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	102
Tablo 53. YS b* değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	103
Tablo 54. Yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası renk farkı (ΔE) değerleri.	104
Tablo 55. YS ΔE değerlerinin markalar arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	104
Tablo 56. YS ΔE değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.	105

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Y-TZP'nin dönüşüm sertleşmesi.	10
Şekil 2. Munsell'in Renk tonu.	24
Şekil 3. Renk değeri (Value).	24
Şekil 4. Renk yoğunluğu (Kroma).	25
Şekil 5. Renk değeri ve yoğunluğu.	25
Şekil 6. Munsell renk sistemi.	26
Şekil 7. CIE XYZ Renk Sistemi.	27
Şekil 8. CIE L*a*b* renk sistemi.	27
Şekil 9. Kontrast oran (Y_b/Y_w) ölçümü.	31
Şekil 10. CIE aydınlatma ve görüş geometrileri.	34
Şekil 11. Alt yapı örneklerinin KO değerleri arasındaki ilişki.	56
Şekil 12. Alt yapı örneklerinin TP değerleri arasındaki ilişki.	57
Şekil 13. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre KO değerleri arasındaki ilişki.	60
Şekil 14. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre TP değerleri arasındaki ilişki.	62
Şekil 15. Alt yapı örneklerinin L* değerleri arasındaki ilişki.	65
Şekil 16. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre L* değerleri arasındaki ilişki.	68
Şekil 17. Sistemler içerisinde kalınlık değişimine göre L* değerleri arasındaki ilişki.	70
Şekil 18. Sistemlere göre L* değerleri arasındaki ilişki.	70
Şekil 19. Alt yapı örneklerinin a* değerleri arasındaki ilişki.	71
Şekil 20. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre a* değerleri arasındaki ilişki.	73
Şekil 21. Sistemler içerisinde kalınlık değişimine göre a* değerleri arasındaki ilişki.	75
Şekil 22. Farklı porselen kalınlığı içerisinde sistemlere göre a* değerleri arasındaki ilişki.	76

Şekil 23. Alt yapı örneklerinin b^* değerleri arasındaki ilişki.	77
Şekil 24. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre b^* değerleri arasındaki ilişki.	79
Şekil 25. Sistemler içerisinde kalınlık değişimine göre b^* değerleri arasındaki ilişki.	81
Şekil 26. Farklı porselen kalınlığı içerisinde sistemlere göre b^* değerleri arasındaki ilişki.	82
Şekil 27. Sistemlerin fırınlama sayılarına göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri arasındaki ilişki.	84
Şekil 28. Sistemlerin porselen kalınlığı değişimine göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri arasındaki ilişki.	87
Şekil 29. YÖ ve YS KO değerleri arasındaki ilişki.	89
Şekil 30. YÖ ve YS TP değerleri arasındaki ilişki.	92
Şekil 31. YÖ ve YS L^* değerleri arasındaki ilişki.	96
Şekil 32. YÖ ve YS a^* değerleri arasındaki ilişki.	99
Şekil 33. YÖ ve YS b^* değerleri arasındaki ilişki.	102
Şekil 34. YÖ-YS ΔE değerleri arasındaki ilişki.	104

RESİMLER DİZİNİ

Resim	Sayfa
Resim 1. CAD programı ile zirkon alt yapıların tasarımı.	40
Resim 2. Zirkonzahn alt yapı örneklerinin hazırlanması.	41
Resim 3. Zirkonzahn alt yapı örnekleri,	42
Resim 4. Lava Zirkonya blok.	43
Resim 5. Charlydental 4X V2 milling cihazı.	43
Resim 6. LavaTerm sinterleme fırını.	44
Resim 7. Lava Zirkonya alt yapı örnekleri.	45
Resim 8. Noritake Alliance alt yapı örneklerinin hazırlanması.	45
Resim 9. Noritake Alliance alt yapı örneklerinin hazırlanması.	46
Resim 10. Noritake Alliance alt yapı örnekleri.	46
Resim 11. Renk ölçüm kutusu.	47
Resim 12. Nötral gri arka plan üzerinde, alt yapıların renk ölçümlerinin yapılması.	48
Resim 13. Siyah ve beyaz zemin üzerinde L*a*b* değerlerinin ölçülmesi.	48
Resim 14. Vita VM9 üst yapı porselenlerinin uygulanması.	50
Resim 15. Cerabien ZR üst yapı porseleninin uygulanması.	50
Resim 16. Porselen fırını.	51
Resim 17. Üst yapı seramiği uygulanan örneklerin fırından çıktıktan sonraki hali.	51
Resim 18. Örnek kalınlıklarının dijital kumpas ile ölçülmesi.	51
Resim 19. Renk ölçümüne hazır örnekler.	52
Resim 20. Kalıpların bilgisayar programı ile tasarlanması.	53
Resim 21. Örneklerin kalıba yerleştirilmesi.	53
Resim 22. Yaşlandırma cihazı.	54

KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

ZZ	ZirkonZahn
NA	Noritake Alliance
LZ	Lava Zirconia
KO	Kontrast Oran
TP	Translüsensi Parametresi
YÖ	Yaşlandırma Öncesi
YS	Yaşlandırma Sonrası
F	Fırınlama
Y-TZP	Yitrium tetragonal zirkonya polikristal
CAD/CAM	Bilgisayar destekli dizayn/ Bilgisayar destekli tasarım
CIE	Commission Internationale de l'Eclairage
NBS	National Bureau of Standards
RGB	Red-Green-Blue
UV	Ultraviyole
MPa	Megapaskal
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
cm	Santimetre
dk	Dakika

Simgeler

Cr-Co	Krom-Kobalt
ΔE, ΔE_{ab}	CIELAB renk değişim miktarı
ΔE_{00}	CIEDE 2000 renk değişim miktarı
K	Kelvin
C	Santigrat
0°	Derece
kJ/m²	Birim alana düşen enerji

Formüller

$K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$	Potasyum alüminyum silikat
$Al_2O_3.SiO_2.2H_2O$	Alüminyum hidrat silikat
$K_2OAl_2O_3.6SiO_2$	Feldspar
$2H_2OAl_2O_3.2SiO_2$	Kaolin
SiO_2	Kuartz
SiO_4	Silisyum tetrahedra
Y_2O_3	Yitriyum oksit
ZrO_2	Zirkonyum oksit
HfO_2	Hafniyum oksit
Al_2O_3	Alimünyum oksit

1. ÖZET

Fırlnlama Sayısının ve Yaşlandırmanın Zirkonyum Restorasyonların Rengine Etkisi

Zirkonyum üstün mekanik özelliklerinden dolayı günümüzde tam seramik restorasyonların alt yapısında en çok tercih edilen materyaldir. Beyaz rengi ve opak görüntüsü yüzünden genellikle feldspatik porselen ile tabakalama tekniğı kullanılarak estetik özellikleri doğal diş görüntüsüne benzetilir. Bu çalışmanın amacı; fırınlama sayısının ve yaşlandırmanın zirkonyum alt yapılı restorasyonların rengine etkisini in-vitro olarak incelemektir.

Alt yapı olarak üç farklı zirkonyum kullanılmıştır: Zirkonzahn (Stegger, Brunneck, İtalya), Noritake Alliance (Noritake Co, Nagoya, Japonya), Lava Zirconia (3M ESPE, Seefeld, Almanya). Alt yapılar 0.5 mm kalınlığında 6 mm çapında diskler şeklinde tasarlanıp her sisteme ait örnekler Vitapan Classical (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) skalasındaki A1 rengine hazırlanmıştır. Sistemlerin her birinden 30 adet olmak üzere toplamda 90 adet zirkonyum alt yapı hazırlanmıştır. Her sisteme ait örnekler n=10 olacak şekilde 3 alt gruba ayrılıp, alt yapıya uygun porselen sistemleri ile 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm kalınlığında üst yapı porseleni uygulanmıştır. Örnekler 1, 3 ve 5 kere fırınlanmıştır. Örneklerin, ShadeEye NCC Dental kolorimetre (Shofu Dental) cihazı ile renk ve translüsensi ölçümleri yapılmıştır. Daha sonra örnekler UV ile 300 saatlik yaşlandırmaya maruz bırakılıp yaşlandırma sonrası renk ve translüsensi ölçümleri tekrar yapılmıştır. Veriler Wilcoxon İşaret testi ve Kruskal Wallis testi ile istatistiksel olarak değerlendirilmiş ve Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

Fırınlama sayısı ve yaşlandırma prosedürü KO (Kontrast oran), TP (Translüsensi Parametresi), L*, a* ve b* değerlerini etkilemiştir ancak istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır. Porselen kalınlığının artmasıyla KO artmış, TP azalmıştır ($p<0.001$). LZ (Lava Zirkonya) sistemi en translüsent sistem olmuştur ($p<0.001$). Fırınlama sayısı renk değişikliğini etkilemiştir ($2.21<\Delta E<4.23$). Yaşlandırma sonrası renk değişikliği 3.42 ve 6.58 ΔE birim arasındadır.

Anahtar Sözcükler: Zirkonyum, porselen kalınlığı, fırınlama, yaşlandırma, translüsensi, renk.

2. SUMMARY

The Effects of Number of Firings and Aging on the Color of the Zirconium Based Restorations

Zirconium is the most preferred material for all-ceramic restorations with its excellent mechanical properties. Due to white color and opaque appearance of zirconium frameworks, they are veneered with usually feldspathic ceramics, with esthetic characteristics similar to the natural tooth substance. This study aimed to determine the effects of number of firings and aging on the color of the zirconium based restorations.

Three different Zirconia frameworks were used: Zirkonzahn (Stegger, Brunneck, Italy), Noritake Alliance (Noritake Co, Nagoya, Japan), Lava Zirconia(3M ESPE, Seefeld, Germany). Ninety disc-shaped cores, 6 mm in diameter with 0.5 mm thickness were prepared which each system provides 30 samples. The specimens divided into three subgroups (n=10) according to veneering with ceramic thicknesses: as 0.5, 1.0, 1.5 mm. Repeated firings (3 or 5) were performed and color parameters of the specimens were measured using ShadeEye NCC Dental colorimeter (Shofu Dental). After that the specimens were subjected to an accelerated aging process to 300 hours. Color measurements were repeated, and the data were statistically evaluated with Wilcoxon Rank-sum test, Kruskal Wallis test and Bonferroni post hoc test.

CR (Contrast Ratio), TP(Translucency Parameter), L*,a* and b* values of ceramic systems were effected by number of firings and accelerated aging process but there was no significant differences. Increasing the ceramic thickness resulted an increase in the CR values and a decrease in the TP values ($p<0.001$). LZ system is the most translucent system ($p<0.001$). Number of firings affected the color stability ($2.21<\Delta E<4.23$). After accelerated aging process, color changes of the systems ranged between 3.42 and 6.58 ΔE units.

Key Words: Zirconium, porcelain thickness, firing, aging, translucency, color

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüzde insanların estetik ihtiyaçlarının ve beklentilerinin artması ile birlikte diş hekimliğinde estetik teknolojisi de hızla gelişmektedir. Gelişen tedavi yöntemlerinin amacı doğal olanı daha iyi taklit edebilmektir. Sabit protezlerde doğal olanı taklit edebilmek için porselen sistemler sürekli geliştirilmektedir.

Tam seramik materyalleri, doğal diş yapısına yakın estetik özellikleri, kimyasal stabiliteleri ve biyo-uyumlulukları sayesinde metal-seramik restorasyonlara alternatif oluşturmuşlardır. Ancak, kırılganlıkları ve gerilim stresleri karşısında düşük dayanıklılık göstermeleri bu materyallerin klinik uygulamalarını kısıtlamaktadır. Bunun sonucunda daha doğal, ışık geçirgenliği gerçek dişe daha yakın, dişetine daha biyo-uyumlu olan zirkonyum materyali bulunmuştur.

Zirkonyum alt yapıli restorasyonlar hem dayanıklılığı hem de estetik özellikleri nedeniyle günümüzde tercih edilmektedir. CAD/CAM (bilgisayar destekli dizayn-bilgisayar destekli üretim) (1) sistemi ile üretilmektedirler. Zirkonyum beyaz renkli opak bir materyaldir. Bu yüzden alt yapı materyali olarak kullanılır ve daha estetik olabilmesi için üzerine mutlaka seramik uygulanmalıdır (2). Zirkonya esaslı tam seramik sistemlerin renk özelliklerini geliştirmek amacıyla zirkonya alt yapılar renklendirilmektedir (3). Renklendirme işlemleri yüksek sıcaklıklarda sinterlenmeden önce Y-TZP tozuna metal oksitlerin eklenmesi (4) veya freze edilmiş restorasyonların, sinterleme öncesindeki aşamada, eser elementlerin klorid solüsyonlarına infiltre edilmesi (5) şeklinde yapılmaktadır.

Renk bir çok faktörden etkilenebilmektedir. Porselen tabakasının kalınlığı ve fırınlama rengi etkileyen faktörlerdendir (6). Metal-seramik restorasyonlarla yapılan çalışmalarda dentin kalınlığının renk üzerinde kliniksel olarak fark edilebilir bir değişiklik yaptığı rapor edilmiştir (7). Fırınlamanın seramik yüzeyindeki boyar maddelere etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda fırınlama sıcaklığına bağlı olarak pigmentlerin bozulduğu bulunmuştur (8-10).

Tam seramik restorasyonların mükemmel estetik özellikleri zirkonyum alt yapıların üzerine translüsent dentin ve mine porseleninin başarılı bir şekilde uygulanması ile tamamlanabilir. İstenilen renge ulaşmak için restorasyonun farklı bölgelerinde farklı kalınlıkta porselen kullanmak gerekecektir. Eksik kalan bölgelere ise

ilave porselen uygulamak gerekecektir. Tüm bu işlemler sırasında restorasyon tekrar tekrar fırınlanacaktır. Metal alt yapılı ve tam seramik sistemlerde porselen kalınlığının, fırınlamanın, glaze işleminin ve yaşlandırmanın restorasyonun final rengi üzerine etkileri araştırılmasına rağmen zirkonyum alt yapılı tam seramik restorasyonların rengine etkileri araştırılmamıştır.

Bu çalışmanın amacı farklı porselen kalınlığının ve farklı fırınlama sayısının zirkonyum alt yapılı tam seramik restorasyonların rengi ve translüsensi üzerine etkisini incelemektir. Ayrıca zirkonyum alt yapılı tam seramik restorasyonların uzun dönem estetik başarısını değerlendirmek için ultraviyole (11) ile yaşlandırma sonrası renk değişim miktarını değerlendirmek amaçlanmıştır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dental Seramikler

4.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen ‘keramikos’ kelimesinden türeyen (12) seramik, bir veya birden fazla metalin, metal olmayan element ile birleşerek yüksek ısıda sinterlenmesi sonucu oluşan inorganik bir bileşiktir.

M.Ö. 50’li yıllarda Çin’de geliştirilmiş olan seramik, yapısı değiştirilerek elde edilen en eski inorganik materyal olma özelliğine sahiptir (13). Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı malzemesi olarak kullanılmış, Anadolu uygarlıklarında dekorasyon işlemleri ve çinicilikte uygun bir uygulama alanı bulmuş ve 18. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir (14).

Pierre Fauchard 1723’de “Lechirurgien Dentiste” isimli kitabında metal protezlerin porselen ile kaplanmasından bahsederek diş hekimliğinde porselen kullanıma öncülük etmiştir (13). 1774 yılında Fransız eczacı olan Duchateau yapısında porselen kullanılan ilk protezi diş hekimliğine tanıtmıştır (15). 1789 yılında Duchateau ve diş hekimi Nicolas Dubois de Chenant ilk porselen diş materyalinin patentini almışlardır (14). Tek diş seramiklerini ilk kez 1808 yılında İtalyan asıllı Fonzi, Paris’te kullanmıştır. Ancak opasite ve kırılma direnci nedeniyle pek başarılı olamamıştır (6,14).

Porselen jaket kron olarak bilinen tam seramik kronlar ilk olarak 1886’da Land tarafından geliştirilmiştir (16). 1889’da C.H. Land platin matriks üzerine porselen şekillendirmiş, 1900 yılından sonra da yüksek ısıda pişirilen porselenler ile veneer kronların yapımı rutin pratiğe girmiştir. İlk bilimsel porselen veneer kron da yine Land tarafından 1902’de yapılmıştır (17).

İlk ticari porselen 1963’te Vita Zahnfabrik tarafından üretilmiştir. 1965’te McLean ve Huges, % 40-50 alümina içeren bir alt yapı seramiği kullanıldığında porselenin kırılma direncinde önemli derecede artış olduğunu bildirmişlerdir (13).

1984 yılında ilk dökülebilir cam seramik olan Dicor’un geliştirilmesi ile tam seramik sistemler hızla gelişmiştir (18). 1988 yılında ‘slip casting’ yöntemi ile elde edilen alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği ve alümina içeriği %90’ın üzerinde olan yeni bir kor sistemi geliştirilmiş ve Vita firmasınca In-ceram

adıylay piyasaya sürülmüştür (19). 1990'ların başında basınç ile şekillendirilen cam seramikler, IPS Empress geliştirilmiş, 1990'ların sonunda kırılma direnci daha yüksek ve hacimce % 70 lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II geliştirilmiştir Takip eden dönemlerde çok yüksek miktarda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize alt yapı seramiği olan Procera AllCeram üretilmiştir (20,21).

Tam seramik restorasyonlar için ideal alt yapı malzemesi arayışında gelinen son nokta yitrium tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramiklerdir . Y-TZP, biyouyumlulukları ve üstün mekanik özelliklerinden dolayı diğer alt yapı seramik materyallerine oranla daha popüler hale gelmektedir (22).

4.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik, bileşiminde değişik türde silikatlar, alüminatlar, su ve bir miktar metal oksitler ile alkali ve toprak alkali bileşikler bulunan bir malzemedir. Silikon ve atom kombinasyonu nonkristalin yapıda olmakla birlikte buradaki oksijen atomları esas matriks yapısında olup, ortamdaki küçük silikon atomları ise, aradaki boşluklara yerleşir. Seramik kristalindeki atom bağlar hem iyonik, hem de kovalent karakterdedir. Böylece, bu güçlü bağlar sayesinde seramik sert, yüksek elastisite modüllüne sahip, ısısal ve kimyasal maddelere dirençli hale gelir (14).

Günümüz dental porselenlerin başlangıç noktası olan feldspatik porselenler, oksijen iyonu ile silisyum tetrahedra (SiO_4) gibi dörtlü ünitelerin kimyasal bağlanması sonucu oluşur (23).

Silisyum tetrahedra, dental seramiğin ana yapısı olup, dental seramiği oluşturan feldspar ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$), kaolin ($2\text{H}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 2\text{SiO}_2$) ve kuartz'ın (SiO_2) yapısına girer. Fırınlanmış tüm porselenlerin içeriğinde silika matriksine gömülmüş küçük kristaller (lösit ve/veya alümina-silikat kristaller) bulunur. Kristallerin miktarı porselenin kullanılacağı endikasyona göre belirlenir. Lösit, potasyum feldspar ve camın reaksiyonu sonucu oluşur. Lösit optik özellikleri, termal genleşmeye etkisi, dayanıklılığı ve sertliği sağlaması nedeniyle dental porselenlerde önemli bir yere sahiptir (16,24).

Feldspar, seramiğe doğal bir translüsensi vermekte ve ana yapıyı oluşturmaktadır. Potasyum alüminyum silikat ($\text{K}_2\text{O}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$) ve albit karışımıdır. Minimum %60 oranında bulunur. Birleştirici özelliği vardır. Fırınlama sırasında eriyerek kaolin ve kuartzı sarmakta ve kitlenin bütünlüğünü sağlamaktadır (25,26).

Kuartz, silika yapısında olup matriks içinde doldurucu görevi yapmaktadır. Fırınlama işlemi sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önlemektedir. Erime ısısı çok yüksek olduğu için yüksek sıcaklıklarda restorasyonun şeklini korumasına yardım etmektedir. %10-30 oranında bulunur. Porselen dayanıklılığının artmasını sağlar (26).

Çin kili olarak da isimlendirilen kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) ve % 1-5 oranında bulunmaktadır. Isıya oldukça dayanıklıdır ancak opak olduğu için çok az miktarda kullanılmaktadır. Adeziv özelliğinden dolayı kuartz ve feldspar için bağlayıcı görevi yapmaktadır. Seramik hamuruna elastikiyet vererek elde işlenebilmesini de kolaylaştırmaktadır (14,25-27).

Bu üç ana madde dışında seramiğin bileşiminde, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da bulunabilmektedir (13,28,29).

4.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Gün geçtikçe çeşitliliği artan dental seramikler, farklı araştırmacılar tarafından bazı özelliklerine göre sınıflandırılmaktadır:

- Fırınlama Isılarına Göre Sınıflandırma: (16)

Yüksek ısı seramikleri (1300-1400°C)

Orta ısı seramikleri (1100-1300°C)

Düşük ısı seramikleri (850- 1100°C)

Ultra düşük ısı seramikleri (>850°C)

- Kullanım Yerlerine Göre Sınıflandırma: (13)

Hareketli protez dişlerin yapımında kullanılan seramikler

Jaket kronlar ve inley-onleylerde kullanılan seramikler

Kaplama seramikleri

Anterior ve posterior köprülerde kullanılan seramikler

- İçeriklerine Göre Sınıflandırma: (27)

1- Metal Destekli Seramikler

a. Döküm metal üzerine bitirilen seramikler

b. Metal yaprak üzerine bitirilen seramikler

2- Metal Desteksiz Seramikler

a. Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri

- Alümina
- Magnezya
- Spinel enjekte döküm
- Zirkonya
- b. Feldspar
 - Yüksek lösit oranı
 - Düşük lösit oranı
- c. Döküm-Pres cam seramikler
 - Lösit içeren
 - Lityum disilikat içeren
 - Mika içeren feldspar
- Üretim Tekniklerine Göre Sınıflandırma: (30)
 - 1. Metal destekli restorasyonlar
 - 2. Tamamı seramik restorasyonlar
 - a. Geleneksel (toz/likit karışımı) restorasyonlar
 - b. Dökülebilir seramikler
 - c. Frezlenebilir seramikler
 - d. Preslenebilir seramikler
 - e. İnfiltrasyon seramikler
 - f. Bilgisayar desteği ile üretilen seramikler
- Alt Yapı Materyallerine Göre Sınıflandırma: (31)
 - 1. Cam Seramikler
 - a. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
 - IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
 - Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya)
 - IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
 - b. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
 - IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
 - IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
 - c. Feldspatik seramikler
 - Vitablocs Mark I (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
 - Vitablocs Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

2. Alumina Esaslı Seramikler

- a. In-ceram Alumina
- b. In-ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- c. In-ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- d. Procera All-ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- e. Synthoceram (Cicero, Horn, Hollanda)

3. Zirkonya Esaslı Seramikler

- a. Cerec, Cerec2 ve Cerec3(Sirona, Bensheim, Almanya)
- b. Evolution D4D (D4D Technologies)
- c. Vita In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)
- d. DC- Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)
- e. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- f. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- g. KaVo Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- h. Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)
- ı. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)
- i. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)
- j. Celay (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

Tam seramik restorasyonlar için ideal alt yapı malzemesi arayışında geline son nokta yitrium tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramiklerdir (32,33).

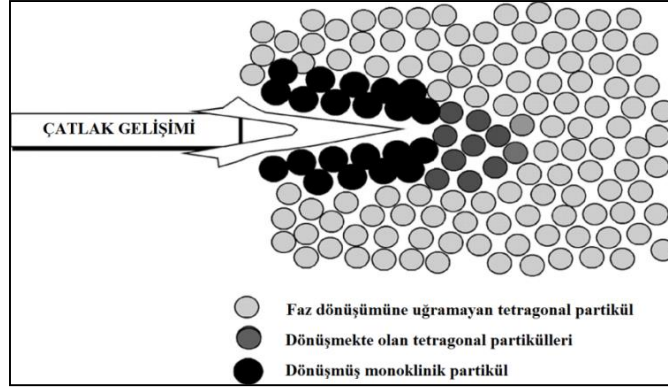
4.2. Yitrium Tetragonal Zirkonya Polikristal (Y-TZP)

4.2.1. Y-TZP'nin Yapısı

Zirkonyumun biyomateryal olarak ilk kullanımı 1960'lı yılların sonunda olmuştur. Kalça eklemi ameliyatlarında kullanıldığı rapor edilmiştir (34). Zirkonyanın istenmeyen faz değişimini engelleyerek oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmasını sağlamak ve genleşmesini önlemek için yapısına %3 mol yitrium oksit (Y_2O_3) eklenmektedir (28).

Y-TZP kısmen stabilize olduğu için, oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde, iç yapısında monoklinik faza dönüşmek için bir enerji bulunmaktadır (35). Y-TZP gerilim streslerine veya herhangi bir kuvvete maruz kalır ve yapısında çatlak

oluşmaya başlarsa, tetragonal kristaller monoklinik faza geçmeye başlamakta ve %3-5 oranında bir hacim artışı meydana gelmektedir. Bu hacim artışı sıkıştırıcı stresler oluşturarak çatlakların ilerlemesini engellemektedir. ‘Dönüşüm sertleşmesi’ (transformation toughening) (Şekil 1.) adı verilen bu durum Y-TZP’ ye üstün mekanik özellikler sağlamaktadır (35,36) (Tablo 1.).



Şekil 1. Y-TZP’nin dönüşüm sertleşmesi.

Tablo 1. Y-TZP’nin özellikleri (36).

Y-TZP ‘nin Özellikleri	
Kimyasal Bileşim	ZrO ₂ + %3 mol Y ₂ O ₃
Yoğunluk	> 6 g/cm ³
Porözite	< %0.1
Bükülme Direnci	900-1200 MPa
Baskı Dayanımı	2000MPa
Young Modülü	210 GPa
Kırılma Dayanımı	7-10 MPa m ⁻¹
Termal Genleşme Katsayısı	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹
Termal İletkenlik	2 Wm K ⁻¹
Sertlik	1200 HV 0.1

Dönüşüm sertleşmesi dışında Y-TZP’nin mekanik özelliklerini etkileyen diğer bir faktör ise tanecik boyutudur. Taneciklerin belirli bir boyuttan daha büyük olması Y-TZP’nin kendiliğinden tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine neden olmaktadır. Tanecik boyutu küçüldükçe (<1 µm) faz değiştirme eğilimi de azalmaktadır. Bununla birlikte, tanecik boyutunun 0.2 µm’den küçük olması dönüşüm olmasını engellemekte ve kırılma direncinin düşmesine neden olmaktadır. Sinterleme koşulları tanecik boyutunu belirlediği için, seramiğin stabilitesini ve mekanik özelliklerini önemli

ölçüde etkilemektedir. Yüksek sinterleme sıcaklığı ve uzun sinterleme süresi tanecik boyutlarının büyümesine yol açmaktadır (37).

4.2.2. Y-TZP Esashı Bloklar

4.2.2.3. Yarı Sinterize Y-TZP Bloklar

Son yıllarda giderek popülerite kazanan ve birçok üretici tarafından tavsiye edilen yarı sinterlenmiş (ön sinterleme yapılmış) Y-TZP bloklar, CAD/CAM sistemleri ile şekillendirildikten sonra yüksek sıcaklıklarda sinterlenmektedir. Restorasyonun day modeli veya mum modelajı CAD/CAM sisteminin tarayıcısı ile taranmakta ve sinterleme sırasında oluşan büzülmei kompanse edebilmek için, bilgisayar yazılımı (38) ile olması gerekenden daha büyük boyutlarda tasarlanmaktadır. Yarı sinterlenmiş blok bu tasarıma uygun şekilde frezelenmekte (38) ve yüksek sıcaklıkta sinterlenmektedir. Bu işlem, kullanılan CAD/CAM sisteminin tarama şekline ve Y-TZP bloğun sinterleme sırasında oluşan büzülmesine (~ %25) bağlı olarak farklılık göstermektedir (37).

Ön sinterizasyonu yapılmış Y-TZP bloklar, Y-TZP tozu ve bloğun şekillendirilmesini sağlayan bir matriksten oluşmaktadır. Ayrıca ağırlığın yaklaşık %2'lik miktarını ZrO_2 'den ayrılması çok zor olan hafniyum oksit (HfO_2) oluşturmaktadır. Tozların kimyasal kompozisyonları çok küçük farklılıklar göstermektedir. Bu tozların mikro yapıları ortalama 60 μm çapındaki çok küçük kristallerin bir araya gelerek oluşturduğu kristal kümelerinden oluşmaktadır. Bloklar soğuk izostatik basınç (cold isostatic pressing) tekniği kullanılarak üretilmektedir.

Üretim aşamasında kullanılan matriks, ön sinterizasyon aşamasında uzaklaştırılır. Ön sinterizasyon ısısı ve hızı bloğun işlenebilirliğini ve sertliğini etkilediği için bu uzaklaştırma işlemi dikkatlice yapılmalıdır.

Hazır blokların cihaz tarafından frez ile şekillendirilmesinin ardından elde edilen alt yapı, sinterizasyondan önce seryum, bizmut, demir benzeri farklı metal tozlarından oluşan solüsyonlara daldırılarak renklendirilmektedir. Renk gelişimi sinterizasyon işlemi sırasında tamamlanmaktadır. Sinterizasyon ısısı renk elde edilmesini etkilediği için üretici firmanın önerileri dikkate alınmalıdır.

CAD/CAM sistemi ile şekillendirilmiş olan alt yapı sinterleme için özel olarak programlanmış fırına yerleştirilmektedir. Sinterleme büzülmesi 1000°C'de

başlamaktadır. Her ürünün sinterleme koşulunun farklı olmasına bağlı olarak sinterleme sıcaklığı 1350-1550°C'ye ulaşmakta, süresi ise 2-5 saat arasında değişmektedir. Sinterleme sonrası rezidüel stresleri en aza indirmek için, restorasyon fırında 200°C'nin altındaki bir sıcaklığa kadar soğutulmaktadır. Elde edilen alt yapı ısısal genleşme katsayısı uygun bir porselen ile kaplanmalıdır (37).

Cercon Smart Zirconia (Dentsply International), Lava (3M ESPE), Procera AllZircon (Nobel Biocare), In-Ceram YZ (Vident), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) ve Everest ZS (Kavo) piyasada bulunan ve yaygın olarak kullanılan yarı sinterlenmiş bloklardır.

4.2.2.4. Tam Sinterlenmiş Bloklar

Tam sinterlenmiş Y-TZP bloklar, freze işlemi öncesinde, 1500°C'nin altında sinterlenerek %95'lik yoğunluğa ulaşması sağlanmaktadır. Daha sonra bloklar, 1400-1500°C'de ve yüksek basınç altında sıcak izostatik presleme (hot isostatic pressing) işlemine tabi tutulmakta ve yoğunluğun %99'a ulaşması sağlanmaktadır. Tam sinterlenmiş bloklar özel olarak tasarlanmış cihazlarda freze edilmektedirler ancak yüksek sertlikleri şekillendirilmelerini zorlaştırmaktadır (37).

Tam sinterlenmiş blokların işlenmelerinin zor olması mekanik özelliklerini kötü yönde etkilemektedir. Bununla birlikte sinterleme büzülmesinin olmaması da bu blokların avantajı olarak gösterilmektedir (39).

DC Zircon (DCS Dental AG), Denzir (Cadesthetics AB), Digizon (Digident GmbH) ve Everest ZH (Kavo) piyasada bulunan tam sinterlenmiş bloklardır.

4.3. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM 'Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing' kelimelerinin baş harflerinin bir araya getirilmesi sonucu elde edilen bir kısaltmadır. Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (38) sistemleri 1980'li yılların başlarında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır.

Son 20 yıl içerisinde, mühendislik alanındaki yeni gelişmeler, çağdaş dental CAD/CAM teknolojilerinin başarılı bir şekilde kullanımını sağlamıştır. CAD/CAM teknolojisinin dental laboratuvar açısından bakıldığında büyük avantajları vardır. CAD/CAM teknolojisi daha kısa sürede daha yüksek kalitede otomatik fabrikasyon

üretimi sağlar. Dental CAD/CAM sistemleri teknikteki hataları minimuma indirir ve klasik çok aşamalı indirekt restorasyon üretimindeki, çapraz kontaminasyon, enfeksiyon tehlikesini azaltır. Ancak CAD/CAM sistemlerinin maliyeti biraz yüksektir ve fazla miktarda ve iyi kalitede restorasyon üretiminde finansal kapasite gerektirir (40).

CAD/CAM sisteminde, prepare edilen dişin görüntüsü intraoral veya extraoral olarak taranarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve bilgisayar programı kullanılarak restorasyonun tasarımı (38) yapılmaktadır. Tasarlanan restorasyon, önceden üretilen seramik blokların bilgisayar ile uyumlu çalışan bir makinede şekillendirilmesi ile elde edilmektedir (21,38,41).

Alümina ve zirkonya esaslı seramikler gibi yüksek dirence sahip seramiklerin sadece CAD/CAM sistemleri ile üretilmesi bu sistemlere olan ilgiyi arttırmıştır (42). Y-TZP tam seramik restorasyonların üretiminde de CAD/CAM sistemleri kullanılmaktadır (43).

Kullanılan ilk CAD/CAM sistemlerinde, blok şekillendirilirken aşındırmanın iki ekseninde yapılmasından dolayı diş ile restorasyon arasında iyi bir uyum sağlanamamıştır. Yapılan çalışmalar sonucunda günümüzde altı ekseninde aşındırma yapabilen sistemler geliştirilmiştir (44).

CAD/CAM teknolojisi kullanılarak, zirkonya alt yapıların üretiminde iki önemli teknik bulunmaktadır. Birincisi yüksek yoğunlukta sinterlenmiş hazır bloklardan nihai boyutta alt yapının oluşturulmasıdır. Önceden sinterlenmiş bu blokların frezelenmesi oldukça fazla zaman almakta ve aynı zamanda işleyen cihazın frezlerinde aşınmaya ve malzemenin mikro yapısında çatlak oluşumuna neden olmaktadır. Bu prosedürle işlem yapan Denzir (Cadesthetics AB) ve DC-Zirkon (DCS Dental AG) olmak üzere iki sistem bulunmaktadır.

CAD/CAM sistemindeki ikinci teknikte restorasyon homojen bloklardan freze edilerek oluşturulmakta ve genellikle sinterlenmemiş (ham gövde) veya önceden yarı sinterlenmiş blokların cihaz tarafından işlenmesi ile elde edilmektedir. Freze edilen alt yapılar daha sonra sinterlenmekte, böylece arzu edilen boyutuna büzülerek ulaşmaktadır (45,46).

4.3.1. CAD/CAM Komponentleri

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel komponent içermektedir:

Tarayıcı (Scanner)

Sistemin bilgi toplayan parçasıdır. Diş hekiminin yaptığı diş preparasyonunu, komşu dişleri ve okluzyondaki dişlerin geometrisini intraoral ya da ekstraoral olarak tarar (41,42).

Temelde iki farklı görüntüleyebilme seçeneği vardır:

a) Optik tarayıcı

Bu tarayıcı seçeneğinin temelinde triangulasyon prosedürü diye isimlendirilen yapıların üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesi vardır. Beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak güdük üzerinden optik tarama yapılır. Işık kaynağı ve reseptör ünite birbirleriyle uygun açıda yerleşmelidir. Optik tarayıcıların çoğu harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken, hastanın oluşturduğu en ufak hareket bile, verilerin hatalı kaydedilmesiyle sonuçlanabilmektedir. Hızlı ve yüksek çözünürlükte verilerin elde edilmesi optik tarayıcıların avantajlarıdır. Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (42).

b) Mekanik tarayıcı

Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre ya da pin kullanarak güdük üzerinden mekanik tarama yapılır. Bu görüntülemeye ana modelin mekanik olarak üç boyutlu ölçümü yapılır.

Yüzeyin taranarak verilerin elde edilmesi aşaması CAD/CAM sistemleri arasında farklılık göstermektedir (Tablo 2.) (47).

Tablo 2. Farklı CAD/CAM sistemlerinin tarayıcı özellikleri (47).

CAD/CAM Sistemi	Dijital Okuma			
	Mekanik	Optik		
		Ekstraoral	İntraoral	Işık Kaynağı
Lava®		+		Beyaz ışık
ce. novation	+	+	+	Rastgele
Pro 50™, WaxPro™		+		Beyaz ışık
DCS Precident®		+		Lazer
DECIM		+		Lazer
Cercon® smart ceramics		+		Lazer
Perfactory®	+	+	+	Görünür ışık
Bego Medifactoring		+		Beyaz ışık
Etkon		+		Lazer
GN-I		+		Lazer
diGident		+		Beyaz ışık
ZFN-Verfahren, Xawex		+		Lazer
Dentalsystem		+		Lazer
Everest®		+		Beyaz ışık
Celay®	Kopyalama			
Procera®	+			
Triclone 90	+			
CEREC®		+	+	Beyaz ışık
EDC®		+		Lazer
WOL-CERAM		+		Lazer
ATLANTIS		+		Lazer

Dizayn Yazılımı (Software)

Bilgisayar ekranında restorasyonun üç boyutlu dizaynı ve planlamasının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi içerir. Kişiye özgü adapte edilmiş restorasyonun dizaynına ve üretilmesine izin veren bir çok yazılım programı geliştirilmiştir. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan şablonları direkt kullanabileceği gibi, modifikasyonlar oluşturarak kendi tasarımını da yapabilmektedir. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlamaktadır (42).

Donanım (Hardware)

Bilgisayar kontrolünde olan frezleme ve aşındırma makinelerini ifade eder. Restorasyon, materyal bloklarından frezlenerek elde edilir. Kural olarak CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalanmalar, renklendirmeler ve porselen uygulamaları diş teknisyeni tarafından yapılır (41,42).

4.3.2. Güncel CAD/CAM Sistemleri

Günümüzde kullanılan CAD/CAM sistemleri üretim metodlarına göre üç gruba ayrılırlar:

1. Direkt klinikte kullanılan sistemler; İntraoral olarak diş preparasyonunu tarar ve restorasyon klinikte hazırlanır.

➤ Cerec

Sirona (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany), hem klinikte hem de laboratuvarında kullanılan sistemlere sahip tek üreticidir. CEREC ilk olarak 1985 yılında kullanılmaya başlanmış olup, geliştirilen ilk CAD/CAM sistemidir. 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında CEREC 3 (48), 2014 yılında CEREC SW 4.2.4. piyasaya sürülmüştür (49). CEREC 3D, ağız içi kameranın ağızda sabit tutulmasıyla ayak pedalı yardımıyla görüntünün yakalanmasını sağlarken, CEREC AC ile bu işlem daha da geliştirilerek kamera ağızda sabit olarak tutulduğunda sistemin otomatik olarak görüntüyü yakalaması sağlanmıştır. CEREC AC ile preparasyonun dijital ölçüsü, intraoral tarayıcı kamerayla direkt olarak hasta ağzından alınır. Görüntünün alınabilmesi için özel bir toz sprey diş yüzeyine uygulanmalıdır. Alınan görüntü dosyaları direkt

kameranın bağılı olduğu bilgisayara transfer edilir. CEREC, uygun tasarımı kesilmiş diş üzerine komşu dişlere uygun şekilde yerleştirir. Yaratıcı özelliğiyle hastanın mevcut dişlerine benzer morfolojide restorasyon tasarlama özelliği bulunmaktadır. Bu şekilde her bireye özel, kendi dişlerine benzer restorasyon yapılabilir. Bu aşamadan sonra hekim istediği değişiklikleri yapar; karşıt dişle olan kontakt noktalarını kontrol edebilir, sanal olarak aşındırma, ekleme, kontür değişikliği yapılabilir, komşu dişlerle kontakt noktalarının sıklığını arttırıp azaltabilir. Yazılıma bağılı olarak daha birçok değişikliğin yapılması mümkündür. Son çıkan ve kullanımı daha kolay olan 4.0 yazılımıyla, bir hastada yapılacak tüm restorasyonlar aynı anda tasarlanabilmektedir. Tasarım bittikten sonra, uygun renk ve boyutta seçilen blok MC XL freze cihazıyla freze edilerek, tek seansta restorasyon bitirilir. CEREC sistemiyle kullanılabilen bloklar feldspatik ve lüsitli güçlendirilmiş cam seramikler olduğu gibi, lityum disilikat gibi yüksek dirence sahip seramikler, nano seramikler ve geçici amaçla kullanılan blokları da içermektedir.

Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemlerinin avantajı dijital ölçünün alınmasını takiben tasarımın ve üretimin hastanın yanında gerçekleştirilebilmesi, işlemin bu nedenle hızlı olmasıdır. Ayrıca hastaların klinikte son teknoloji cihazlarının bulunduğunu görmeleri, klinikte hekimin prestijini arttırmakta ve olumlu yönde hastaları etkilemektedir. Maliyetinin yüksek olması sistemin dezavantajıdır (50).

➤ **E4D Dentist**

2005 yılında piyasaya sürülen E4D Dentist sistemi, yansıtıcı toz olmadan intra-oral lazer tarayıcı (IntraOral Digitizer) ile diş preparasyonu tarayabilmektedir. Hekim birçok açıdan görüntü alarak veri noktalarını arttırır, böylece yazılım doğru morfolojiyi bilgisayarda oluşturabilir.

Sistemin ekranında 3 boyutlu görüntüler yumuşak ve sert doku olarak ayırt edilmekte, kronların çevresi ve ağız içi ortamın netliği görülmektedir. Aynı anda 16 üyeye kadar restorasyon tasarımı yapılabilen DentaLogic yazılımına sahip olan cihazın otomatik oluşturma özelliğiyle anatomik yapılara uyumlu kişisel tasarım yapılmaktadır.

E4D Dentist firmasının online ücretsiz yazılım güncellemesi yapması bu sisteme ilave avantaj sağlamaktadır. Fakat kullanılabilen malzeme çeşitliliğinin fazla olmaması sistemin dezavantajıdır.

Lösitle güçlendirilmiş seramik bloklar, lityum disilikat bloklar, nanoseramik ve geçici amaçla kullanılan bloklar E4D Dentist sistemi ile uyumludur (50).

2. Laboratuvarda kullanılan sistemler; Alçı modelden veya ölçüden tarama yapılmaktadır. Bu sistemlerin çoğunda alt yapı üretilir, ve teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek için üzerine porselen uygular.

➤ **CEREC inLab**

2004 yılında laboratuvar kullanımı için üretilmiştir. Lazer tarayıcı (inEos Blue) ile çalışma modelin dijital görüntüsü alınır. Sistemin inEos Blue kısmı; tarayıcı, bilgisayar ve inLab 3D tarayıcı-tasarım yazılımını içermektedir. InEos Blue kısmının dışında frezeleme ve sinterleme cihazı da sistemde bulunmaktadır. Tasarım yazılımında bulunan patentli “biogeneric” özelliği ile hastanın mevcut dişlerine benzer morfolojide restorasyon yapılabilir. Bu şekilde yazılımda mevcut standart diş şekilleri değil, bireysel olarak her hastaya uygun morfolojide restorasyon yapılabilir.

Tasarım bittikten sonra inLab MC XL frezeleme cihazıyla restorasyon hazırlanır. Bu cihaz $\pm 25 \mu$ hassasiyetle çalışmakta ve 10 üyeye kadar köprü frezeleyebilmektedir. Günde 40-60 üye restorasyon yapılabilir. Sinterleme fırını olan inFire HTC Speed ile beş üye köprü 90 dakikada sinterlenebilmektedir.

CEREC inLab sisteminin diğer bir özelliği de zirkonya köprü alt yapılarıyla beraber üzerine kullanılacak porseleni de freze ederek, daha sonra bu iki parçanın birbiriyle birleştirilmesine olanak vermesidir. Bu şekilde elle yapılan porselen yığımlarına yerine, alt yapıyla tam uyumlu ve oklüzal morfolojisi cihazın CAD kısmıyla önceden belirlenmiş olan üst yapı hazırlanır (51).

CEREC inLab sistemi için Sirona, Vident, Ivoclar Vivadent ve 3M Espe firmalarının ürettiği çeşitli bloklar mevcuttur.

➤ **DCS Preci-fit**

DCS Preci-fit sistem, 1990 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Cam seramik, metal, güçlendirilmiş seramikleri freze etmesinin yanı sıra, restorasyon alt yapılarını tam sinterlenmiş bloklardan (DC-Zirkon) ve titanyumdan da (DCTitan) hazırlayabilen az sayıda CAD/CAM sisteminden bir tanesidir (52). Sistem, Preciscan lazer tarayıcı ve

Precimill frezeleme makinesini içermektedir. DCS Dentform yazılımı köprülerde gövde şekillerini ve konnektör boyutlarını otomatik olarak tasarlamaktadır.

➤ **Cercon**

Dentsply firmasına ait olan, 2002 yılında piyasaya sürüldüğünde sadece CAM sistemi olarak çalışan sistem, 2005 yılında sisteme üç boyutlu optik tarayıcı (Cercon eye) ve Cercon Art CAD tasarım yazılımı eklendikten sonra CAD/CAM sistemi olmuştur. Her bir üye 20 saniyeden kısa sürede, 10 mikron hassasiyetle taranabilmektedir. Kron kenarları otomatik olarak belirlenir. Cercon brain expert ile frezeleme, Cercon heat plus ile sinterleme yapılmaktadır. Tek üyeden 9 üyeye kadar yarı sinterlenmiş zirkonya blokları freze edebilir. 16 üyeye kadar köprü sinterlemesi yapılabilmektedir.

➤ **Everest**

Kavo firması tarafından üretilmektedir. Sistem; tarayıcı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine), sinterleme fırını (Everest Therm) ve bu üniteler arası koordinasyonu sağlayan ve tasarımın yapıldığı bilgisayardan oluşur. Tarayıcı ile alçı model dönen tablaya yerleştirilir ve CCD (Charge Coupled Device) kamerayla taranır. Taranan modelin üç boyutlu dijital hali bilgisayarda oluşturulur. Tek üye kron restorasyonun tasarlanması beş dakikada tamamlanabilir. Tasarımı takiben frezelemeye geçilir. Aşındırma ünitesinin beş eksenle frezeleme özelliği bulunmaktadır.

Everest sistemiyle inley, onley, anterior ve posterior kron, köprü yapılabilir.

➤ **Zeno Tec System**

Wieland firmasının 2005 yılında piyasaya çıkarttığı sistem, üç boyutlu lazer tarayıcı, sinterleme fırını, freze makinesi ve vakumu içermektedir. Zirkonya blokların yanı sıra, titanyum ve Cr-Co köprü alt yapıları da işlenebilmektedir. Sistemin küçük-orta ve orta-büyük ölçekli laboratuvarlara göre çeşitli tarayıcı ve freze cihazları mevcuttur.

➤ **Katana Sistemi (Noritake Dental, Aichi, Japonya)**

Katana sistemi tarama cihazı (SC-3), freze ünitesi [DWX-30N(4-axis) ve DWX-50N (5-axis)] ve sinterleme fırınından oluşmaktadır. Sistem sadece sinterlenmemiş Y-TZP bloklarını işlemektedir. Freze ünitesinin üç üyeli bir sabit bölümlü protezi üretmesi

30-45 dk sürmektedir. Sinterleme işlemi 1400°C’de gerçekleşmekte ve sonrasında %21 oranında sinterleme büzülmesi görülmektedir (38).

Katana sisteminin bloklarından biri olan Alliance zirkon bloklar, diğer CAD/CAM sistemlerinden farklı olarak renkli Y-TZP blok seçeneği vardır. 4 farklı renk seçeneği bulunan sistemin avantajı blokların renklendirilmesi için ek bir işlem gerektirmemesidir. Alt yapı hazırlandıktan sonra sistemin uyumlu olduğu Noritake CZR veya CZR Press seramikleriyle restorasyon tamamlanmaktadır (53).

3. Üretim merkezli CAD/CAM sisteminde ise, model laboratuvarda tarandıktan sonra veriler internetten ana üretim merkezine gönderilir. Alt yapısı hazırlanan restorasyon, üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm alt yapıların aynı merkezde yapılmasıyla optimal kalite kontrolü sağlanır (40).

➤ **Procera**

Nobel Biocare tarafından 1994 yılında piyasaya sürülmüştür. Alumina ile yüksek hassasiyette kron alt yapıları, veneer ve abutment’lar yapılabilirdiği gibi, zirkonyadan abutment, kron-köprü alt yapısı da yapılabilir. Öncelikle modelin 20.000 ölçüm noktası veren taraması yapılır. Laboratuvara kurulan kompakt bir tarama cihazıyla alçı modelin taraması bittikten sonra elde edilen veriler internet yardımıyla New Jersey/ABD veya İsveç’te bulunan üretim merkezine gönderilir (46). Üretim merkezinde seramiğin büzülmesini kompanse edebilecek büyüklükte genişletilmiş day’lar hazırlanır. Genişletilmiş day üzerinde hazırlanmış ve sinterlenmiş alt yapılar üzerine, porselen uygulaması ve bitim için alt yapılar tekrar teknisyene gönderilir (54).

Procera AllCeram sisteminde CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit (%99.5) alt yapılar üretilmektedir (31). Ayrıca zirkonyumoksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum alt yapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentler, implant üstü tam seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü alt yapılarının üretimi mümkündür (55).

➤ **Lava**

2002 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. Sistemde Lava Scan ST optik tarayıcı, Lava CNC 240 veya 500 frezeleme makineleri ve Lava Furnace 200

sinterleme fırını bulunmaktadır. Kron-köprü alt yapıları üretim merkezlerinde hazırlanabilir. Bilgilerin dijital hale getirilmesi için optik tarama sistemi kullanılmaktadır.

Lava sistemi otomatik olarak kron kenarlarını ve gövdenin oturacağı yeri belirler. Yapılacak alt yapı sinterleme büzülmesini kompanse edebilmek için %20-25 büyük tasarlanır. Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanılır. Tasarım sonrasında restorasyon uygun boyuttaki bloklardan freze edilir. Her blokta barkod numarası bulunur ve uygun bloğun barkodu okunduktan sonra frezelemeye başlanır. Tek üye alt yapı 15 dakika, üç üye köprünün frezelenmesi yaklaşık 45-50 dakika sürmektedir.

Sinterleme öncesi yedi farklı seçenekte renklendirme yapılabilir. Bu işlem frezeleme sonrasında restorasyonun renklendirici solüsyona batırılmasıyla yapılır. Böylece alt yapının üst yapı porseleni ile daha iyi uyum göstermesi ve estetiğin artması sağlanır (56).

4.4. Manuel Tasarım/Manuel Üretim (MAD/MAM-Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing)

Zirkonya alt yapı, MAD-MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing) prensibi ile elde tasarım ve kazıma yapılarak da üretilebilir. Seramiğin direkt işlenmesi, zirkonyadan yapılan yarı sinterlenmiş poroz yapıdaki blokların aşındırılarak genişletilmiş alt yapıların şekillendirilmesi esasına dayanmaktadır. Şekillendirme sonrası tüm kitle sinterlenmekte ve homojen bir büzülme göstermektedir(44) .

Bu prensip ile çalışan sistemler mevcuttur:

1. Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya)
2. Ceramill (Amann Girrbach GmbH, Österreich, Avusturya)

➤ Zirkonzahn

Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya) sistemi ile hem CAD/CAM hem de MAD/MAM (Manuel Aided Design/ Manuel Aided Manufacturing) yöntemiyle üretim yapılabilmektedir. MAD/MAM yönteminde, alçı model üzerinde restorasyon yapılacak diş ya da dişlerin alt yapı tasarımı, firmanın kendi ürettiği ışıkla sertleşen kompozit rezin ile yapılır. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit dizayn, makinenin

okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok (ICE Zirkonia veya Prettau) ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. Okuyucu frez, teknisyen tarafından hazırlanan kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, kesici frez, zirkonya blok üzerinde susuz ortamda restorasyonu şekillendirir (57).

Hacim olarak %20 daha büyük hazırlanan restorasyon, istenilen rengin elde edilebilmesi için renklendirici solüsyonlar ile renklendirildikten sonra yaklaşık 1500°C’de 16 saat süre ile sinterlenir ve orijinal boyutuna ulaşır. Üst yapı seramiği uygulanması sisteme uyumlu bir düşük ısı seramiği (ICE Ceramic) ile gerçekleştirilmektedir (57).

Zirkonzahn, maliyetinin düşük olması sebebiyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir. Alt yapı dizayn edilirken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmez. Bu nedenle andırkat bulunan ve paralel olmayan kesimlerde, diğer sistemlere göre daha rahat restorasyon hazırlanabilir.

➤ **Ceramill**

Ceramill sistemi pantografi cihazı (Ceramill Multi-x) ve sinterleme fırınından (Ceramill Therm) oluşmaktadır. Bu sistemde de alt yapı tasarımı manuel olarak yapılmaktadır. Bu amaçla sistemin kron ve gövde tasarımı için iki farklı akışkanlığa sahip jel şeklinde ışıkla sertleşen modelaj malzemeleri (Ceramill Gel ve Ceramill Pontic) bulunmaktadır. Alt yapı tasarımı bu jellerle yapıldıktan sonra sistemin özel ışık cihazı (Ceramill UV) ile sertleştirilmektedir. Freze işlemi okuyucu bir ucun hazırlanan alt yapı tasarımını okuması ve buna uygun olarak aşındırıcı uçların yarı sinterlenmiş Y-TZP blokları (Ceramill Zi) şekillendirmesi şeklinde gerçekleşmektedir. Sinterleme işlemi 1450°C’de yapılmaktadır. Beş farklı renk ile renklendirilebilen alt yapılara mevcut bütün feldspatik seramikler uygulanabilmektedir (58).

4.5. Renk

Renk, ışık ile ortaya çıkan bir fenomendir. Işık ise insan gözü tarafından algılanabilen dalga boyu sınırları içindeki bir radyant enerji formudur. Renk, renkli nesneler tarafından ışığın insan gözüyle görülmesi ve beyni ile yorumlanması sonucu oluşan fiziksel modifikasyon olarak tanımlanmıştır (59). Bu nedenle görme, ışık ve yansıma gibi fiziksel olaylar gözlemcinin gözü ve beynindeki psikolojik olaylar gibi oldukça farklı süreçlerden oluşur. Renk algısı; çevre, aydınlatma koşulları, algılama

açısı, gözün yorgunluğu, yaş, renk algılamadaki eksiklikler gibi sebeplerle tek tip ve objektif bir renk görüşünü engelleyen pek çok değişkenden etkilenir (60).

Rengin algılanması kadar başkalarına anlatılmasında da pek çok sorunlar yaşanabilmektedir. Bu karmaşanın çözümü ve rengin standart, sayısal değerlerle tanımlanabilmesi için geliştirilen renk sistemleri arasında Munsell ve Commission Internationale de l'Eclairage (Uluslar Arası Bildirim Komisyonu) $L^*a^*b^*$ (CIE) en çok kullanılan sistemlerdir. Günümüzde bilgisayar sistemleri ile sayısal görüntülerin kliniklerde kullanımı, insan gözü tarafından algılanan renk ile benzer mekanizmayı temel alan üç boyutlu renk modelleri, RGB (Red-Green-Blue) gibi renk ölçekleri de dış hekimliği uygulamalarında yer almaktadır (61,62).

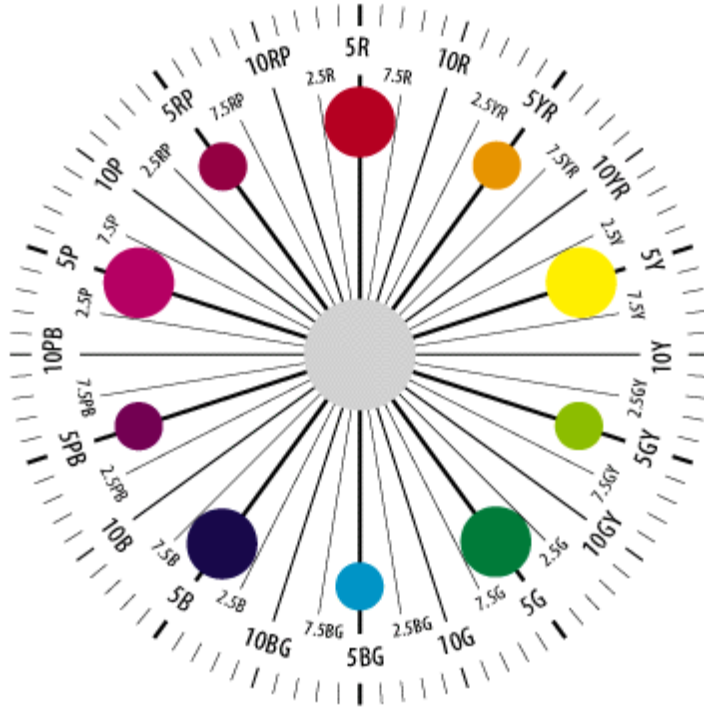
4.5.1. Munsell Renk Sistemi

Munsell renk sistemi, Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında tanımlanmıştır. Geliştirilmiş ilk renk sistemidir. 1945 yılında son halini almıştır. Munsell'in renk şeması küre veya silindire benzetilebilir. Renksiz ışınlar silindirin merkezindedir. Bu sistem rengi üç nitelikte tanımlar; renk tonu (63), renk değeri (Value) ve renk yoğunluğu (Chroma). En üstte saf beyaz yer alırken, en altta saf siyah yer alır (64-66).

➤ Renk Tonu

Rengin başka bir renkten ayrılmasını sağlayan özelliğidir. Mavi, sarı ve kırmızı rengin tonunu tanımlamaktadır. Bu özellik yansıyan veya emilen ışığın, görünür ışık spektrumunda baskın olduğu dalga boyu ile belirlenmektedir (27,67). Renk tonu dalga boyu kısaldıkça spektrumun mor kısmına, dalga boyu uzadıkça ise spektrumun kırmızı kısmına yaklaşmaktadır (68).

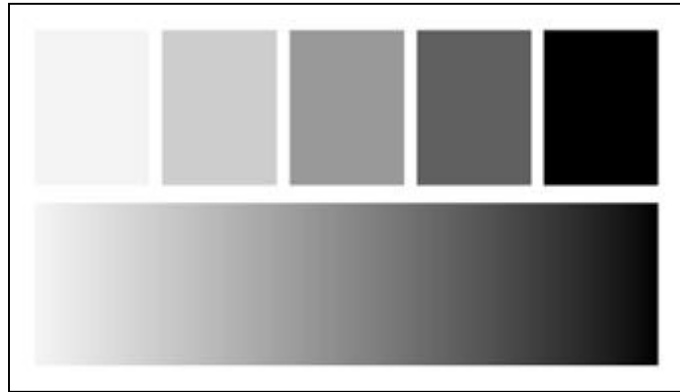
Munsell'in renk çemberinde 10 adet renk tonu bulunmaktadır. Bu renk tonları: Kırmızı (R), sarı-kırmızı (YR), sarı (Y), sarı-yeşil (YG), yeşil (G), mavi-yeşil (BG), mavi (B), mor-mavi (PB), mor (P) ve kırmızı-mordur (RP) (Şekil 2.) (60,68).



Şekil 2. Munsell'in Renk tonu (63,69).

➤ **Renk değeri (Value)**

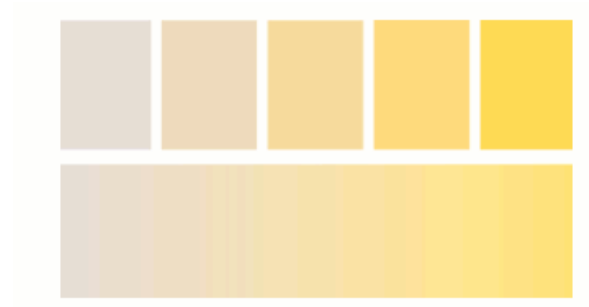
Ana rengin renk değeri olarak tanımlanır ve parlaklık olarak da isimlendirilir (68). Munsell renk değerini beyaz-siyah skala ile tanımlamıştır (70). Siyah kısım 0, beyaz kısım 10 ile numaralandırılır. Siyahtan beyaza doğru olan gri tonları renk değerlerini oluşturmaktadır (65). Parlak objeler daha az miktarda gri içerirken, düşük değere sahip objeler daha yüksek miktarda gri içermekte ve daha koyu görünmektedirler (Şekil 3. ve 5.) (70).



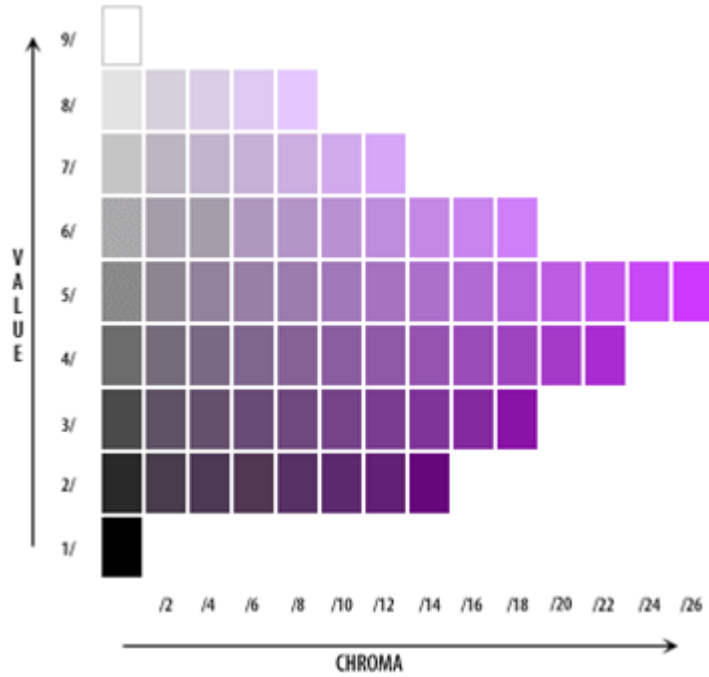
Şekil 3. Renk değeri (Value) (72).

➤ **Renk yoğunluğu (Kroma-Chroma)**

Kroma, bir rengin içindeki renk tonu miktarını tanımlamaktadır (Şekil 4.) (60) . Rengin doygunluk derecesini gösteren bu özellik, kuvvetli bir rengin zayıf bir renkten ayrılmasını sağlamaktadır (68). İki diş aynı hue değeriine sahip olduğunda, biri diğlerinden daha yoğun ya da saf olarak görülebilir. Bu yoğunluk, diş renginin doygunluğu ya da hue'dan kaynaklanan rengin gücünden gelmektedir. Dolayısı ile kroma, rengin içindeki hue miktarını belirleyen faktördür (71).

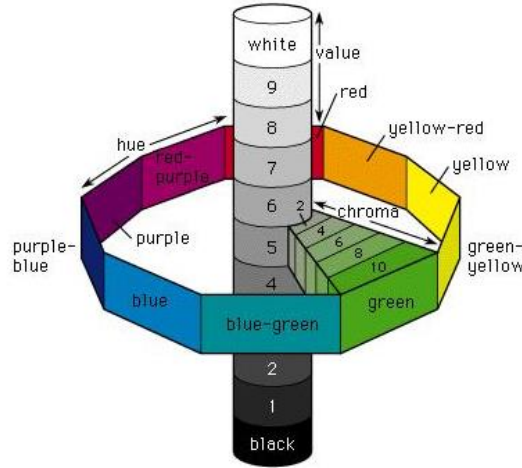


Şekil 4. Renk yoğunluğu (Kroma) (69).



Şekil 5. Renk değeri ve yoğunluğu (69).

Munsell rengin bu üç boyutunu bir küre şeklinde göstermiştir. Kürenin dikey eksenini value boyutudur ve 10 basamağa ayrılmıştır. 0. basamak siyah (en koyu), 10. basamak beyaz ve 5. basamak nötral gridir. Bu dikey eksen etrafında ise yine 10 basamağa ayrılmış hue çıkıntıları bulunur (Şekil 6.) (71,72).



Şekil 6. Munsell renk sistemi (73).

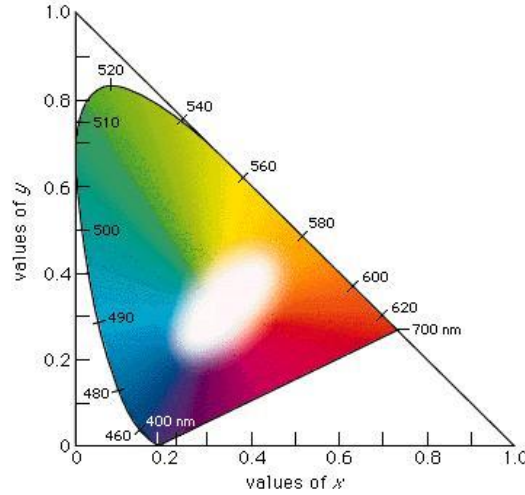
4.5.2. CIE XYZ Renk Sistemi

Renk ve görünüm konusundaki standartları belirlemek üzere kurulmuş bir organizasyon olan International Commission of Illumination veya Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) tarafından standart bir ışık kaynağı ve standart bir gözlemci tanımlanmış ve böylece insan gözünün verilen bir renge nasıl tepki verdiğini yansıtan üç uyaranlı (tristimulus) değerlerin hesaplanabilmesi sağlanmıştır (74). 1931 yılında standart aydınlatıcı (A, B, C, D₅₀, D₆₅, E, F) ve standart gözlemci (2°, 10°) tanımları üzerine kurulan CIE XYZ renk sistemi iki boyutlu gösterim esasına dayanır.

CIE XYZ sisteminin oluşturduğu at nalına benzeyen şekle 'gamut' adı verilir (Şekil 7.). Renk biliminde gamut, renkli görüntü işleme cihazlarının sahip olduğu renk yelpazesi olarak tanımlanır.

X, Y ve Z değerleri üç ana rengin (kırmızı, yeşil, mavi) algılanmasını sağlayan sinirlerin beyne yolladıkları uyarıların toplamıdır. Her üç uyarımın ayrı ayrı toplam uyarı miktarına olan oranı rengi tanımlar. Beyin bu üç büyüklüğün bileşimini yaparken, oranlamalar ile de renk algılanmasını gerçekleştirir. X, Y ve Z değerlerinin toplamı rengin görsel algılanma toplamına eşittir. x, y ve z değerleri 0 ile 1 arasındadır. $x = y = z = (1/3)$ noktası teorik olarak beyazdır. Bu noktadan uzaklaştıkça renklerin

doygunluğu artar. Ancak, bu renk sistemi başarılı olamamıştır. Çünkü renkle ilgili çalışmalarda, yüzeyler arası renk farklılıklarının kaydedilebilir ve objektif terimler olması gerekmektedir (75).

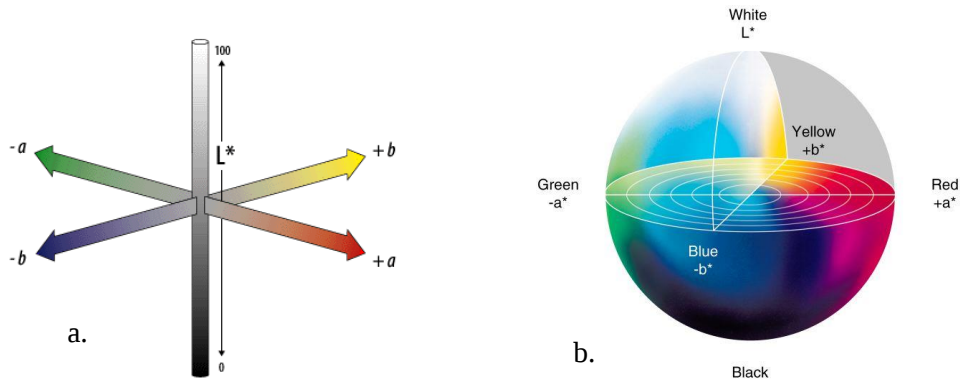


Şekil 7. CIE XYZ Renk Sistemi.

4.5.3. CIE L*a*b* Renk Sistemi

CIE L*a*b* renk uzayı 1976 yılında geliştirilmiştir. Munsell renk sistemi ile benzerlik gösterir. Bu sistemin avantajı klinik olarak yorumlanabilmesidir (68).

CIE L*a*b* sistemde renk belirlenirken L*a* ve b* değişkenleri kullanılır ve bu değerler üçlü uyaran X, Y ve Z değerlerinden hesaplanır. CIE Lab renk uzayı düzenli bir yapıya sahiptir. Tüm renkler üç farklı eksenin kesişerek merkezini oluşturduğu küre içinde yer alır. Bu eksenler L, a ve b eksenleridir (Şekil 8.a ve b).



Şekil 8. A: L, a ve b eksenleri. B: CIE L*a*b* renk küresi.

L* eksenini rengin açık veya koyu olduğunu veya parlaklığını belirten parametredir. Bir cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki açıklık-koyuluk koordinatlarını gösterir. Skalada mükemmel siyah 0, mükemmel yansıtıcı ise 100 L* değerini alır. Açık renkteki cisimler daha yüksek L* değerine sahipken, koyu renkteki cisimlerin L* değerleri daha düşüktür (27,68).

a* ve b* eksenleri rengin kromatik karakterini göstermektedir. a* değeri, herhangi bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değer pozitif ise kırmızılığı, negatif ise yeşilliği temsil eder. b* değeri, bir cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değer arttıkça sarı renge, azaldıkça mavi renge yaklaşırlar (65,66).

CIE L*a*b* renk sisteminde renk değişim büyüklüğü ΔE ile ifade edilmektedir. Hesaplama kullanılan formül: $\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$

Bu formüldeki ΔL^* , Δa^* ve Δb^* iki örneğin L*, a* ve b* parametreleri arasındaki farktır. ΔE^* değerlerinin yorumlanabilmesi için farklı materyaller üzerinde birçok araştırma yapılmış ve renk farkının algılanabilirlik (perceptibility) ve kabul edilebilirlik (acceptability) tolerans değerleri belirlenmeye çalışılmıştır. Bazı araştırmacılar renk değişiminin 3.7 ΔE birimden (75-78), bazıları 1 ΔE birimden (65,76,77), bazıları 3 ΔE birimden (79,80), bazıları ise 3.3 ΔE birimden (81) fazla olması gerektiğini ifade etmektedir. O'Brien ise kabul edilebilir ΔE değerlerini sınıflayarak, renk farklarının klinik olarak yorumlanmasını sağlamıştır (Tablo 3.) (27).

Tablo 3. Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri (O'Brien).

Renk farkı (ΔE)	Klinik renk eşleşmesi
0-0.5	Kusursuz
0.5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3.5	Uyumsuz eşleşme

National Bureau of Standards tarafından belirlenmiş NBS kriterleri ile renk değişim miktarının kliniğe uygulanabilmesi amacı ile renk değişimleri standardize edilmiştir (Tablo 4.) (82).

Tablo 4. NBS kriterleri.

ΔE	NBS Birim renk değişiminin belirtisi	
0-0.5	Çok az:	Oldukça az değişim
0.5-1.5	Az:	Az değişim
1.5-3	Belirlenebilir:	Algılanabilir değişim
3-6	Farkedilebilir:	Belirgin değişim
6-12	Fazla değişim	Oldukça belirgin
12 ve üzeri	Çok fazla değişim:	Başka bir renk
<i>NBS birimi = $\Delta E \times 0.92$ olarak belirlenmiştir</i>		

4.5.4. Işık ve Renk Terimleri

4.5.4.1. Metamerizm

Belli bir ışık altında aynı renkte gibi görünen cisimler başka ışık altında farklı görülebilir. Bu olay metamerizm olarak adlandırılır (13). Bu nedenle renk seçimi güneş ışığı altında olmak şartı ile en az üç-dört değişik ışık altında yapılmalıdır. Ayrıca, klinik ve laboratuvar arasında bir aydınlatma standardizasyonu sağlanmalıdır. Aydınlatmanın standardizasyonunun sağlanması, genellikle hastanın ortamına benzer bir ortamda renk seçimi metamerizm etkilerini azaltır. İdeal durum objelerin aynı renk yansıma eğrisine sahip olmalarıdır. Gün içindeki zaman, değişik mevsimler ve hava şartları gün ışığının rengini etkiler, yani standart bir gün ışığı mevcut değildir. Işık kaynağı değiştğinde, cisimden yansıyan ışık değişecek ve renk farklı algılanacaktır. Renk ısıısı, spektral reflektans eğrisi ve Color Rendering Index (CRI) gibi parametreler standart bir gün ışığı elde etmek amacıyla kullanılmaktadırlar. Renk seçiminde 90'nın üzerindeki CRI tavsiye edilmektedir (83).

4.5.4.2. Yansıma

Kırılma, ışığın oblik olarak bir ortamdan diğerine geçerken hızında azalma ile birlikte yön değiştirmesi olarak adlandırılır. Işığın bir objeye çarpması sonucunda farklı etkileşimler ortaya çıkabilir: ışık yansıyabilir, kırılabilir, obje tarafından absorbe edilebilir veya objeden geçebilir (61). Dental porselen optik olarak heterojendir. Metal oksitler, kristaller veya camsı partiküller içerir. Bir ışık demeti böyle bir sistemin içine girdğinde, ışığın bir kısmı yayılır ve de ışık demetinin yoğunluğu azalır. Herhangi bir

seramik sisteminde, en önemli ışık yayılım etkisi partiküller ve porselenin temel hacmi arasındaki yansıma indeksinin artışına bağlıdır. Ayrıca, ışık yayılımı büyük ölçüde partikül boyutlarıyla da ilişkilidir. Maksimum yayılım, ışık dalga boyu ile aynı büyüklüğe sahip partikül boyutlarında oluşur (61,62).

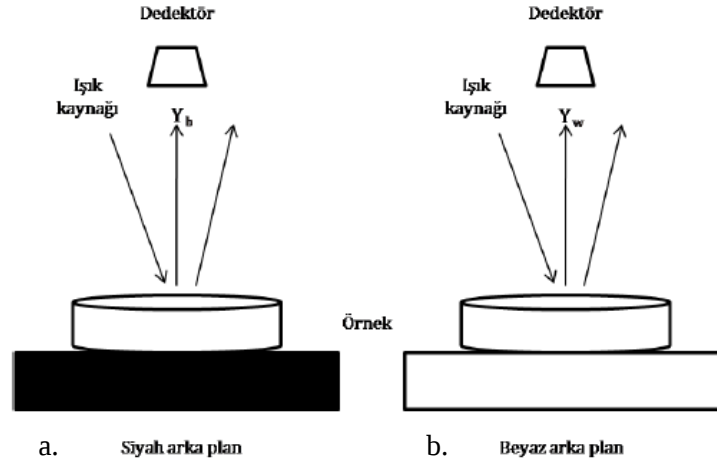
4.5.4.3. Translüsensi ve Opasite

Bir materyalin ışık geçirgenlik düzeyi için translüsent (yarı saydam) ve transparant (saydam) terimleri kullanılmaktadır. Translüsens, transparan ve opak arasında bir derece olarak tarif edilebilir. Transparan materyallerin yüzeylerinden ışık yansımaz, yani ışığa karşı tam geçirgendirler. Translüsens materyallerde ise ışık belli boyutlarda yansıtılır ve bu materyaller daha opak görünüşlüdür. Yüksek saydamlık daha açık bir renk görünümü verir (84,85). Translüsensi arttırmak renk değerini (value) azaltmaktadır, çünkü göze geri dönen ışık miktarı da azalmaktadır (70).

Opasite ise bir materyalin ışık geçişini engelleme özelliğidir. Bir cisimden, güneş ışığı gibi beyaz bir ışık kaynağı altında, spektrumdaki bütün renkler aynı yoğunlukta geri yansiyorsa, cisim beyaz renkte görünmektedir. Spektrumdaki tüm renkler eşit olarak absorbe ediliyorsa, cisim siyah görünmektedir. Opak bir materyal, az miktarda ışığı absorbe ederek büyük bir kısmını yansıtmaktadır (28).

Bir objenin rengi sadece renklendirici ajanın veya pigmentin renk ve yoğunluğunu değiştirerek değil, translüsensi ve opasite özelliklerini değiştirerek de modifiye edilebilmektedir (28).

Translüsensi değerlendirmesi görsel gözlem ile yapılabileceği gibi renk eşleşmesi yapan elektronik cihazlar ile de yapılabilir (86). Translüsensi genellikle kontrast oran (contrast ratio- KO) veya translüsensi parametresi (TP) ile belirlenmektedir (28,87,88). KO, bir cisimden siyah arka plan (black- b) üzerinde iken yansıyan ışık miktarının (78) beyaz arka plan (white- w) üzerinde iken yansıyan ışık miktarına (89) oranıdır (Y_b/Y_w) ve translüsensi karşılaştırmaları için en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. KO opak materyaller için 1'e yaklaşırken, transparan materyaller için 0'a yaklaşmaktadır (Şekil 9.) (90,91).



Şekil 9. Kontrast oran (Y_b/Y_w) ölçümü. A: Siyah arka plan üzerinde ölçüm. B: Beyaz arka plan üzerinde ölçüm

TP ise bir cismin beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerindeki renk farkıdır ve translüsensin görsel değerlendirmesi ile direkt uyuşmaktadır. TP' nin hesaplanması için şu formül kullanılır:

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$$

4.5.4.4. Işıldama Özelliği

Işıldama özelliği, floresans ve fosforesans kavramlarının optik özelliklerinden oluşmaktadır.

➤ Floresans:

Işığın bir materyal tarafından absorbe edilmesi ve daha uzun bir dalga boyunda spontan bir şekilde yayılmasıdır (70). Bazı materyaller yüksek enerjili radyasyona maruz kaldıklarında ışık yaymak gibi floresans özellik gösterirler. Gelen ultraviyole ışık, materyaldeki elektronları daha yüksek bir enerji düzeyine çıkarır. Elektronlar eskiden bulunduğu düşük enerji düzeyine inerken kazanmış olduğu enerjiyi, görünür ışık formunda geri verir.

Doğal dişlerde, dentindeki yüksek organik materyal içeriği nedeniyle floresans özellik görülmektedir. Dentinin floresans özelliği arttıkça renk yoğunluğu (kroma) azalmaktadır (70). Dental seramikler de ultraviyole ışık altında floresans özellik göstermektedirler (27). Doğal diş ve restorasyonun floresans özelliği arasında fark

olursa renk uyumsuzluğu olabileceği bildirilmektedir ancak pratik uygulamalarda floresans özelliğinin renk belirleme sırasında belirgin bir rolü yoktur (68).

➤ Fosforesans

Radyasyon emilimi ile oluşan ve radyasyon ışınının durması sonrası bir süre daha devam eden ışımaya fosforesans denir. Bu olay, uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile salmasıyla oluşur. Fosforesans esas olarak fosfor içeren bileşiklerde görülür (85).

4.5.4.5. Opelasans Özellik

Opelasans özellik, bir materyalin kısa dalga boyuna sahip ışık yaymasıdır. Işık yayılmasının nedeni, materyalin içinde bulunan, görünür ışık spektrumundaki dalga boyundan daha kısa dalga boyuna ve matris materyalinden daha yüksek ışık kırma indeksine sahip partiküllerin varlığıdır. Bu özellik materyale, yansıyan ışık altında mavimsi-beyaz bir görünüm; iletilen ışık altında ise turuncu-kahverengi bir görünüm vermektedir (65).

Dişin mine tabakasındaki hidroksi apatit kristalleri dişe opelasans özellik vermekte; bu özellik de dişe derinlik ve canlılık kazandırmaktadır (70).

4.6. Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk ölçümü, görsel yöntem veya renk belirleme cihazları ile olmak üzere iki farklı şekilde gerçekleştirilir (92).

4.6.1. Görsel Ölçüm

Görsel ölçüm renk ve translüsensin belirlenmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Görsel renk ölçümü, gözlemcinin radyant enerji stimülasyonuna olan fizyolojik ve psikolojik cevaplarına dayanmaktadır. Ancak bu yöntem genellikle güvenilir olmayan ve tutarsız sonuçlar vermektedir. Renk ölçümündeki tutarsızlıklar yorgunluk, yaşlanma, aydınlatılma koşulları, cismin ve ışığın pozisyonu ve metamerizm gibi kontrol edilemeyen faktörlerle ilişkilendirilebilmektedir (68,92).

Renk seçimi yaparken ışık kaynağı rengi etkileyen en önemli faktörlerden biridir. 5500°K'lık renk sıcaklığı, gün ışığının ideal rengi olarak kabul edilmektedir. Bu renk sıcaklığı kırmızı, mavi ve yeşili eşit oranda içerir ve beyaz rengi oluşturur. Güneş ışığı zamana, havanın durumuna veya kirliliğine bağlı olarak farklı dalga boylarında yayılır

ve gün boyunca önemli derecede değişebilir. Örneğin; bulutlu bir havada güneş ışığı maviye yaklaşarak 10000°K'e yaklaşır. Aynı zamanda rengin seçildiği ve restorasyonların yapılacağı laboratuvar da benzer aydınlatma sistemlerinin bulunması önemlidir. İdeal koşulların sağlanamaması, renk seçiminde yapay aydınlatmaların kullanımını doğurmuştur. Renk seçerken gün ışığını taklit eden floresan lambaların kullanılması en idealidir (68,93).

Renk seçimi için kullanılan direkt veya indirekt ışık, aydınlatıldığı yapıya ulaşmadan önce çevredeki yüzeylerden yayılmakta ve yansımaktadır. Kliniğin rengi, hastanın ve hekimin giysilerinin rengi ve hasta örtüsünün rengi, hastanın dışından ve renk skalasından alınan rengi etkilemektedir (65,68).

Renk seçimi için gerekli ışık kalitesini sağlayabilmek için ortamın renk yoğunluğu (kroma) kontrol edilmelidir. Duvarlar, yardımcı personelin giysileri ve hasta örtüsü 4 veya daha az Munsell renk yoğunluğu değerine (nötral gri tonlarına) sahip olmalıdır. Ortamdaki diğer yansıtıcılar (duvarlar, camlı dolaplar, vb.) da en az 7 Munsell renk değerine (value), en fazla 4 Munsell renk yoğunluğuna (kroma) sahip olmalıdır (65,68).

Renk seçiminde ve renklendirmenin yapımı sırasında belli kurallara uyularak çalışıldığında hekim ve teknisyen arasında daha iyi iletişim kurulabilir ve bunun sonucu olarak hastayı tatmin edecek daha estetik sonuçlar alınabilir.

Dental restoratif materyallerin renk seçimi, rutin olarak renk skalaları kullanılarak yapılmaktadır (94). Ancak bazı yazarlar (95,96), renk skalalarının kullanımının yetersiz sonuçlar doğurduğunu söylemektedir. Özellikle beyaz ve translüsent renkler için skalaların yetersiz sonuçlar verdiği bildirilmiştir (97). Rengin algılanmasında kişiler arasında farklılıkların olması ve rengin görsel belirlenmesindeki standardizasyon eksiklikleri renk ölçüm cihazlarının kullanımını gündeme getirmiştir (98).

4.6.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm

Görsel renk ölçümü ile kıyaslandığında, renk ölçüm cihazları kullanılarak yapılan renk ölçümünün objektif ve hassas olması, sayılarla ifade edilebilmesi ve ölçümlerin daha hızlı elde edilebilmesi gibi avantajları bulunmaktadır (92).

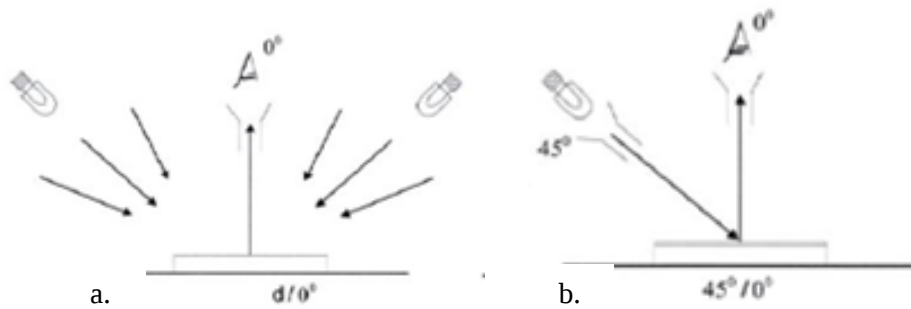
CIE, renk ölçüm cihazları ile yapılan ölçümlerde hassasiyet ve doğruluğu sağlamak için aydınlatma ve görüş koşulları ile ilgili bazı standartlar belirlemiştir.

Örneklerin yüzey yapısındaki değişikliklerin renk üzerindeki etkisinin en düşük seviyede olduğu gözlem açısının $45^\circ/0^\circ$ olduğu bildirilmiştir. Bir objenin rengi, o objenin aydınlatılma ve görüntülenme açısına göre farklı oluşur. Bu, özellikle objenin parlaklık derecesiyle doğru orantılıdır. Eğer obje çok parlak ise, tıpkı ayna gibi ışığın çoğu direkt olarak yansıyacaktır. Eğer parlak değilse, ışık dağınık yansıyacaktır. Direkt olarak yansıyan ışığın dağınık yansıyan ışığa oranı kullanılan aletin aydınlatma ve görüntüleme sistemine bağlıdır (98).

Aydınlatma ve görüntüleme sistemlerinin 2 ana çeşidi mevcuttur:

1. $d/0^\circ$ (dağınık aydınlatma / 0° görüntüleme) sisteminde, ölçüm alanı bütün yönlerden sürekli sabit ışık ile aydınlatılır ve sadece ölçüm alanının üzerine yansıtılan ışık baz alınarak ölçüm yapılır. Bu sistem, gün ışığı veya lambalarla aydınlatılmış bir mağaza örneğinde olduğu gibi birçok günlük hayat ortamında ölçüm için uyum sağlar. Bu nedenle birçok normal görsel durumda ve yüzeylerin çoğunda rahatlıkla kullanılabilir (Şekil 10.a.).

2. $45^\circ / 0^\circ$ (45° aydınlatma / 0° görüntüleme) sisteminde ölçüm alanı 45° 'lık bir açıyla aydınlatılır ve sadece ölçüm alanına yansıyan ışık ölçüm için kabul edilir. Eğer obje parlaksa, 45° ile gelen ışığın çoğu aynı açı ile geri yansıtılır ve bu ışık ölçüm için dikkate alınmaz. Ölçüm, sadece ölçüm alanının renk tabakasından dağınık olarak yansıyan ışık baz alınarak yapılır. Bu sistem, boyanmış parlak yüzeyler için uygundur (Şekil 10.b.). Bu nedenle porselen gibi parlak yüzeylerin renk ölçümlerinde 45° aydınlatma 0° görüntüleme özelliğine sahip cihazlar kullanmak daha uygundur (98).



Şekil 10. CIE aydınlatma ve görüş geometrileri. a: Dağınık aydınlatma / 0° görüntüleme, b: 45° aydınlatma / 0° görüntüleme.

Renk ölçülmesi amacı ile günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; kolorimetreler, spektoradyometreler, spektrofotometreler ve dijital kameralardır (92).

4.6.2.1. Kolorimetreler

Standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak, rengi tespit edilecek objedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır. Kolorimetre rengi, sabit bir ışık kaynağı ve görme açısı altında sadece tristimulus değerleri olarak ölçmektedir. Renk kalitesini kontrol etmek amacıyla cisimler arasındaki renk farkının belirlenmesinde faydalı bir cihazdır. Kolorimetrenin yüzey renklerinin ölçümü ve kendisinden parlak renklerin ölçümü olmak üzere iki kullanım alanı vardır. Yüzey renklerinin ölçümü için bir ışık kaynağına ihtiyaç duyulurken, kendisinden parlak renklerin ölçümü için ışık kaynağı gerekmemektedir. Bu cihazlar üç uyaranlı x, y, z değerlerini veya CIE L^* , a^* , b^* değerlerini verirler (66). Bu değerler matematiksel olarak analiz edilebilir ve elde edilen değerlerle farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir.

CIE Lab sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi belirli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme esasına dayanmaktadır.

Yüzey renklerinin ölçülmesi için kolorimetre içerisinde insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer olarak üç farklı sensör bulunmaktadır. Dedektör içinde yer alan bu sensörler, CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç vermek için yerleştirilmiştir (65).

Diş hekimliğinde renk değerlendirilmesi için tasarlanan ilk cihaz 1980'li yılların başlarında geliştirilen 'Chromascan' (Sterngold, Stamford, Conn) adlı kolorimetredir. Ancak kullanıcı ara yüzeyindeki zorluk ve verilerin doğruluğundaki sınırlılık nedeniyle çok başarılı bulunmamıştır (65).

ShadeEye Chromametre (Shofu) ise, ikinci jenerasyon modern dental tristimulus kolorimetrelerindendir. Cihaz, dairesel 0/0 bir geometriye sahiptir ve diş yüzeyini aydınlatmak için ksenon flaş kullanmaktadır. Işık, dişle temasta olan 3 mm çapındaki plastikten bir prob yardımıyla, dairesel 0° açı ile iletilmektedir. Probun merkezindeki alan, diş üzerinden yansıyan ve dağılan ışığı toplayarak ışık dedektörüne iletir.

Kolorimetrelerdeki ışığın yansıma ve dağılma sorunlarına ilişkin problemleri elimine etmek amacı ile, ShadeEye sisteminde rengi ölçülecek olan materyalin cinsinin seçilebileceği seçenekler bulunmaktadır. Kalibrasyon öncesinde hangi materyalin rengi ölçülecekse cihaz ona göre ayarlandığında, matematiksel algoritmalar o cisme göre ölçüm yapmaktadır (65).

Diş hekimliğinde kullanılan kolorimetreler, invivo ve invitro çalışmalarda oldukça başarılı ve yüksek derecede tekrarlanabilir bulunmuştur (92,99-103).

Kolorimetrelerin dezavantajları:

- Bu cihazlar düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmıştır. Ancak dişler çoğunlukla düz yüzeye sahip değildirler.
- Dar açıklığa sahip olan cihazlarda ‘edge-loss’ diye tabir edilen renk ölçüm yapılan nesneden yansıyan ışığın cihaza tam olarak dönmemesi gibi problemler yaşanmaktadır (102).

Haywood ve ark. (89), kolorimetrelerin diş gibi eğimli ve translüsens objelerin renk tespitinden çok, düz yüzeylerde kullanılmak amacıyla dizayn edildiği fikrini savunmuşlardır. Bununla beraber bazı firmalar renk tespit cihazları ile beraber firmanın önerdiği porselen sistemlerinin kullanımı ile hatasız sonuçlar elde edilebileceğini iddia etmişlerdir. Bu iddiaların doğruluğunu araştıran araştırmacılar; Vita Lumin Vacuum, Shade Eye Ex ve Vitapan sistemlerini karşılaştırdıkları çalışmanın sonucunda, sistemler arasında istatistiksel fark olmadığı sonucuna varmışlardır (104).

4.6.2.2. Spektrodadyometreler

Spektrodadyometreler, parlaklık (*irradiance*) ve ışıyım (*radiance*) gibi radyometrik değerlerin ölçümü için geliştirilmişlerdir. Radyometrik enerji görünür spektrumun 5, 10 veya 20 nm aralıklarında ölçülmektedir.

Spektrodadyometrelerin avantajları, görsel yolla renk belirlenirken oluşturulan aynı gözlem koşullarında, materyale değmeden, hem kendisi hem de yüzeyi parlak olan cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilmesidir. Ancak, ölçüm pozisyonunda meydana gelebilecek ufak bir değişiklik sonuçlarda farklılık yaratabileceğinden, ölçümler büyük bir dikkat ile yapılmalıdır (65).

4.6.2.3. Spektrofotometreler

Spektrofotometrelerin en yaygın kullanım alanı, yüzey renklerinin ölçülmesidir. İçerisinde bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı bulunur. Çoklu sensör prensibiyle çalışan spektrofotometreler, birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle donatılmışlardır. İnsan gözünün tespit edemeyeceği renkler bu sensörler sayesinde algılayabilirler. Çalışma prensipleri; örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi işlemine dayanmaktadır. Metamerizmi ayırt edebilmek amacı ile de kullanılabilirler. Güneş ışığı, ampul ışığı ve floresan ışıktaki farklı ölçüm değerleri verebilmektedir. Bu nedenle spektrofotometreler daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolünde ve rengin tarif edilmesinde kullanılmaktadırlar (104,105). İnsan dişlerinin renk analizinde görsel ölçüm ile spektrofotometrik renk analizi kullanılarak yapılan bir çalışmada, cihaz kullanımının, daha doğru ve uygulanabilir bir renk analizi yöntemi olduğu belirtilmiştir (106)

Spektrofotometreler kolorimetrelerden daha kapsamlıdır, ancak klinik olarak uygulamaları kısıtlı olduğundan kolorimetrelerin diş hekimliğinde kullanımı daha yaygındır. İnsan gözünü taklit eden filtrelerle sahip olan kolorimetreler spektrofotometreler ile karşılaştırıldığında elde edilen sonuçlar oldukça başarılı ve güvenilir bulunmuştur (102).

4.6.2.4. Dijital Kameralar

Renk ölçümü için dijital kameraların kullanılması gittikçe popüler hale gelmektedir. Bu sistemin avantajı, objenin üzerindeki tek bir noktanın renginin ölçülmemesi, tüm objenin renk görünümünü imaj halinde elde edilebilmesidir (65).

Dijital kamera teknolojisinde, kolorimetrik ve multispektral olmak üzere iki yaklaşım vardır. Kolorimetrik yaklaşımı esas alan bir görüntüleme sisteminde dijital kamera, bilgisayar, renk sensörü ve aydınlatma kutusu bulunmaktadır. Dijital kamera aydınlatma kutusunun üzerine yerleştirilmekte ve kutunun içindeki objenin görüntüsünü almaktadır. Aydınlatma kutusu stabil ve uniform şekilde aydınlatılmış bir ortam sağladığından, doğru renkte görüntü elde edilebilmesi açısından önemlidir. Dijital kamera ile elde edilen görüntü bilgisayara aktarılmakta ve istenilen renk değerleri bilgisayar yazılımı ile elde edilmektedir (65).

4.7. Yaşlandırma

Işık, nem, sıcaklık ve/veya kuvvet uygulayarak, kapalı ortamda veya dışarıda, materyallerin dayanıklılığını ölçmek için uygulanan bir testtir (78). Yaşlandırma işlemi orjinalinde ticari ürünlerin, araba boyaları gibi, açık hava şartlarında nasıl değiştiğini belirlemek için tasarlanmıştır. 1978'den beri hızlandırılmış yaşlandırma testi dental rezinlerin renk stabilitelerinin tespit edilmesinde kullanılmaktadır (107). Hızlandırılmış yaşlandırmada örnekler, uzun dönem ultraviyole (dışarıdaki gün ışığının sebep olduğu hasarı taklit etmek için en çok kullanılan lambalardır), ışık, sıcaklık ve nemli ortam değişimlerine maruz kalarak çevre şartları taklit edilmiş olur. Hasarın tipleri rengin solması, renk değişimi, saydamlık kaybı, matlaşma, çatlaklar oluşması, puslu görünüm, su emmesi, direnç kaybı ve oksidasyondur. Üretici firmalara göre 300 saatlik yaşlandırma işlemi ağız ortamında 1 yıla tekabül etmektedir. Hızlandırılmış yaşlandırmada en büyük renk değişimi, işlemlerin ilk 300 saatinde ortaya çıkmıştır (108). Yaşlandırma aleti günde 24 saat haftada 7 gün otomatik olarak çalışabilir.

5. GEREÇ ve YÖNTEM

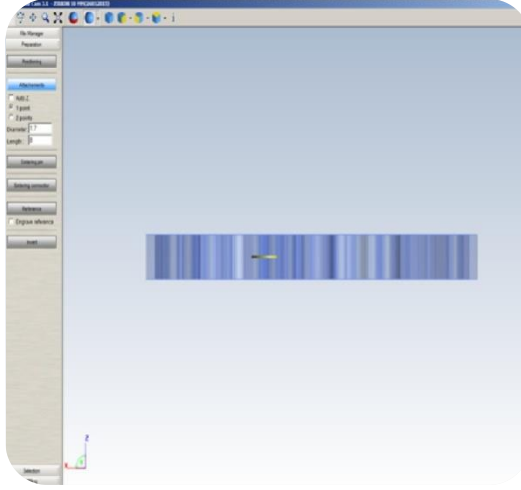
Zirkonya tam seramik sistemlerinin rengini etkileyen faktörlerin incelendiği araştırmamızda, üç farklı sisteme ait zirkonya alt yapı ve bu sistemlerin uyumlu olduğu üst yapı seramiği kullanılmıştır. Çalışmamızda ICE ZIRCON Translucent Zirkonzahn (ZZ) (Zirkonzahn SRL, Gais, İtalya), Lava Zirkonya (LZ) (3m ESPE, Neuss, Almanya) ve Noritake Alliance (NA) (Noritake Dental, Aichi, Japonya) sistemlerinin her birinden 30'ar olmak üzere toplam 90 adet zirkonya alt yapı hazırlanmıştır. Zirkonzahn ve Lava Zirkonya örnekler A1 renginde renklendirilmiştir, Noritake Alliance blok kendinden A1 rengindedir. Alt yapıların rengi kolorimetre (ShadeEye NCC; Shofu, Kyoto, Japonya) ile ölçülmüştür. Her grup kendi içinde üç alt gruba ayrılmıştır (n=10). İlk alt gruplara 0.5 mm kalınlığında, ikinci alt gruplara 1.0 mm kalınlığında, üçüncü alt gruplara 1.5 mm kalınlığında üst yapı porseleni uygulanmıştır. Örneklerin renk ölçümleri yapılmıştır. Daha sonra örnekler 3 ve 5 kere olmak üzere fırınlanmış, renk ölçümleri tekrar yapılmıştır. Atlas UV 2000 (Material testing Technology LLC, Chicago, A.B.D.) yaşlandırma cihazında 300 saatlik yaşlandırma uygulanan örneklerin renk ölçümleri yapıldıktan sonra veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

5.1. Zirkonya Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması

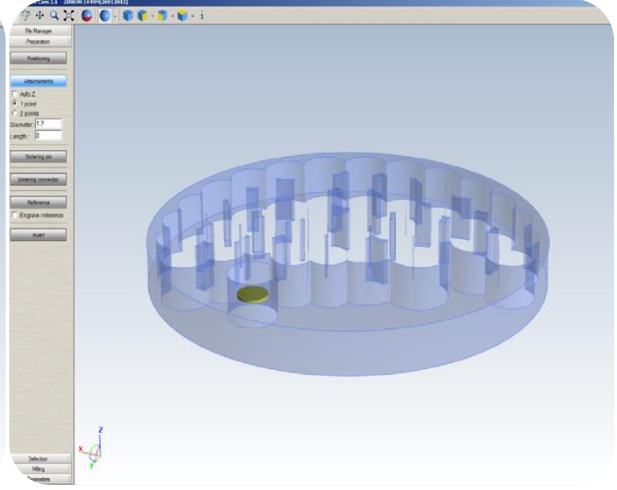
Zirkonya örnekler çapı 6 mm olan disk şeklinde hazırlanmıştır. Disk örneklerin kalınlığı sistemlerin önerdiği sınırlar içerisinde ve klinik uygulamalara uygun olacak şekilde 0.5 mm olarak belirlenmiştir.

5.1.1. Zirkonzahn (ZZ) Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması

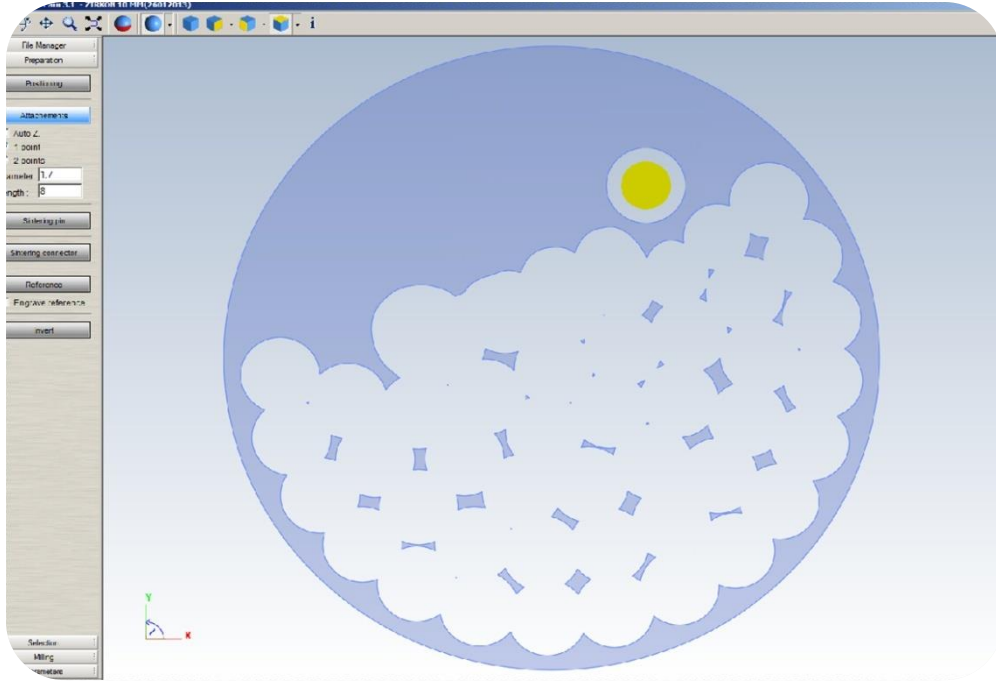
ZZ (ICE ZIRCON Translucent ZirkonZahn SRL, Gais, İtalya) örnekler, ideal boyutlarında hazırlanabilmesi için şekillendirme işleminde CAD/CAM cihazı kullanılmıştır. Örnekler AsLabor (Trabzon)'da hazırlanmıştır. Sistemin CAD programı olan 'DentalWings' programında (Dentalwings Inc., Montreal, Quebec, Kanada) istenilen boyutlardaki örneklerin yazılımı tamamlandıktan sonra (Resim 1. a, b ve c) bloklar Pica Soft (Vierzon, Fransa) programlı CAM (Yenadent, D30, İstanbul, Türkiye) cihazında freze edilmiştir (Resim 2. a. b ve c).



a.



b.



c.

Resim 1. CAD programı ile zirkon alt yapıların tasarımı. A: Yatay düzlemdeki görüntü. B: 3 boyutlu görüntü. C: Dikey düzlemdeki görüntü.



a.

b.



c.

Resim 2. Zirkonzahn alt yapı örneklerinin hazırlanması. A: Zirkonzahn blok. B: Zirkonzahn bloğun preparasyonu. C: Prepare edilmiş Zirkonzahn blok.

A1 renginde olması istenilen örnekler, renklendirme sıvısına daldırılarak renklendirilmiştir. Daha sonra renklendirilmiş alt yapı örnekleri kurumaya bırakılmıştır. Oda sıcaklığındaki örnekler sinterleme fırınına yerleştirilmiş ve fırının ısısı 2 saat süre ile önce 1100°C'ye daha sonra 1 saat süre ile 1375°C'ye yükseltilmiştir. 1375°C'de 2 saat bekletilen örnekler, 3 saat süre ile oda sıcaklığına soğutulmuşlardır. Sinterizasyon sonrası örnekler orijinal boyutlarına ulaşmışlardır. Örneklerin yüzey bitirme işlemleri su soğutması altında farklı numaralardaki silikon karbid kağıtlar ile yapılmıştır. Örneklerin kalınlıkları kumpas ile 3 farklı bölgeden kontrol edilerek 0.5 mm olması sağlanmıştır.

Daha sonra, 3.5 bar basınç altında 25 µm boyutundaki Al₂O₃ partikülleri ile kumlanmıştır. Son olarak 3 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide (TPC Advanced Technology, Model UC-450, Los Angeles, A.B.D.) bekletilmiş ve buhar makinesi (Triton SLA, Bego, Almanya) ile temizlenmiştir (Resim 3.).



Resim 3. Zirkonzahn alt yapı örnekleri.

5.1.2. Lava Zirkonya (LZ) Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması

LZ örnekler Optimal Dental (İstanbul) tarafından hazırlanmıştır. Sistemin kendine özel olan CAD yazılım programı kapalı bir sistem olduğundan, çalışmamızda kullanılacak disk şeklindeki Lava örnekler, sistemin CAM cihazında hazırlanamamıştır. Lava Zirkonya blok (Resim 4.) disk şeklinde frezlenmeye uygun olan başka bir CAM (Charlydental 4X V2, Fransa) cihazında hazırlanmıştır (Resim 5.). Örnekler sinterleme büzülmesini kompanse etmek amacı ile %20 geniş tasarlanmıştır. Dizaynı bitince Lava bloklar, Charlydental 4X V2-CNC (Fransa) makinesinde işlendi. İşlem tamamlandıktan sonra renklendirilen örnekler tesfiye edilip, LavaTerm sinterleme fırınına yerleştirildi (Resim 6.).



Resim 4. Lava Zirkonya blok.

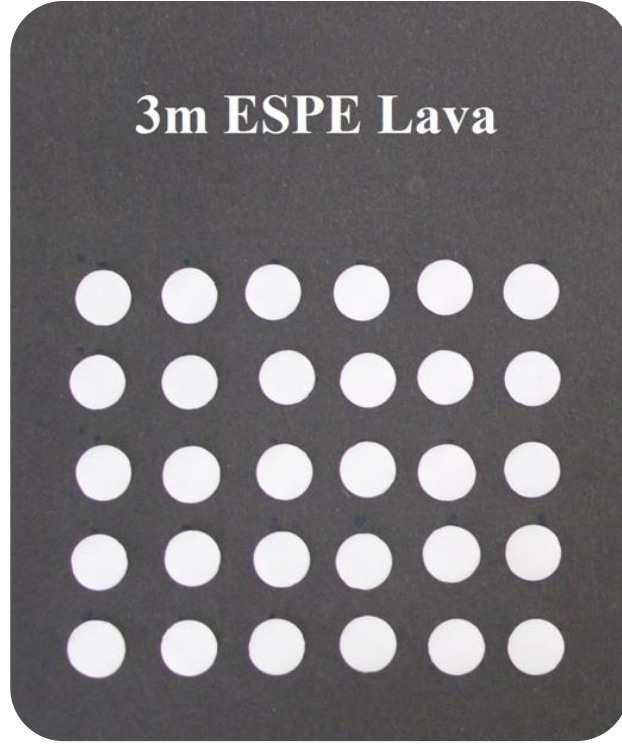


Resim 5. Charlydental 4X V2 milling cihazı.



Resim 6. LavaTerm sinterleme fırını.

Fırında ön kurutma olarak oda sıcaklığında 3.5 saat bekletildi. Sonrasında, kademeli olarak, 2.5 saatte 1500°C'ye çıkarıldı ve 2 saatte sinterleme işlemi tamamlandı. Örneklerin yüzey bitirme işlemleri su soğutması altında farklı numaralardaki silikon karbid kağıtlar ile yapılmıştır. Örneklerin kalınlıkları kumpas ile 3 farklı bölgeden kontrol edilerek 0.5 mm olması sağlanmıştır. Daha sonra, 3.5 bar basınç altında 25 μm boyutundaki Al_2O_3 partikülleri ile kumlanmıştır. Son olarak 3 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide (TPC Advanced Technology, Model UC-450, Los Angeles, A.B.D.) bekletilmiş ve buhar makinesi (Triton SLA, Bego, Almanya) ile temizlenmiştir (Resim 7.).



Resim 7. Lava Zirkonya alt yapı örnekleri.

5.1.3. Noritake Alliance (NA) Alt Yapı Örneklerin hazırlanması

NA örnekler AsLabor (Trabzon)'da hazırlanmıştır. ZZ örneklerde kullanılmış olan tasarım bu sistem için de kullanılmıştır. NA zirkonyum blok sistemin CAM cihazına yerleştirilip, freze edilmiştir (Resim 8, 9.).

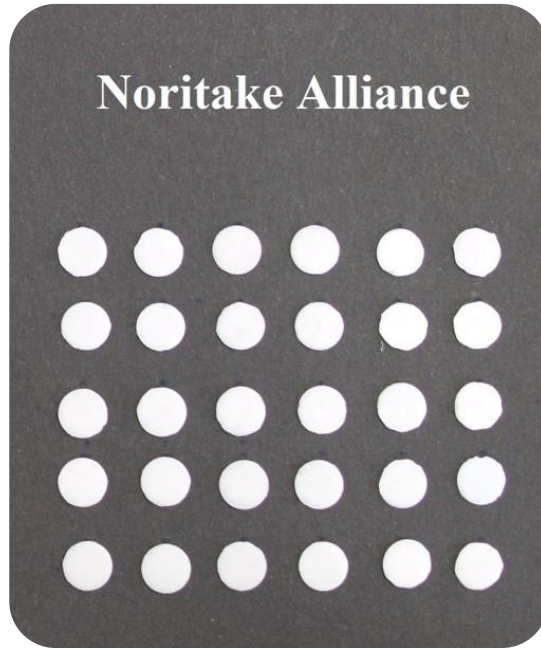


Resim 8. Noritake Alliance alt yapı örneklerin hazırlanması. A: NA blok. B: NA bloğun prepare edilmesi.



Resim 9. Noritake Alliance alt yapı örneklerin hazırlanması.

NA zirkonyum blok kendinden A1 rengine olduğu için ayrıca bir renklendirme işlemi uygulanmamıştır. Elde edilen sinterlenmemiş örnekler üreticilerin talimatları doğrultusunda sinterlenmiştir. Örnekler oda sıcaklığındaki fırına alınmıştır. Fırının sıcaklığı 2 saatte 1100°C'ye geldikten sonra 1100°C'den 1375°C'ye 1 saatte gelip 1375°C'de 2 saat bekletilmiştir. Fırının sıcaklığı 3 saatte 1375°C'den oda sıcaklığına soğuduğunda sinterizasyon işlemi tamamlanmıştır. Örnek kalınlıkları dijital kumpas ile üç farklı bölgeden kontrol edilip, 0.5 mm kalınlığa getirilmiştir. 25 µm boyutundaki Al_2O_3 partikülleri ile kumlanan örnekler renk ölçümü için ultrasonik temizleyicide bekletilip buhar makinesi ile temizlenmiştir (Resim 10.).



Resim 10. Noritake Alliance alt yapı örnekleri.

5.2. Renk Ölçüm Kutusunun Hazırlanması

Çevre koşullarının ve ortam ışığının renk ölçümünde hataya neden olmaması için ölçümler, renk ölçüm kutusu içerisinde gerçekleştirilmiştir. Renk ölçüm kutusu, 30 cm x 30 cm x 70 cm boyutlarında hazırlanıp, içerisi nötral gri fon kartonu ile kaplanmıştır. Kutunun içerisine gün ışığını taklit eden, 5500°K renk ısısına sahip lamba takılmıştır (Resim 11.)



Resim 11. Renk ölçüm kutusu.

5.3. Alt Yapı Örneklerinin Renk Ölçümlerinin Yapılması

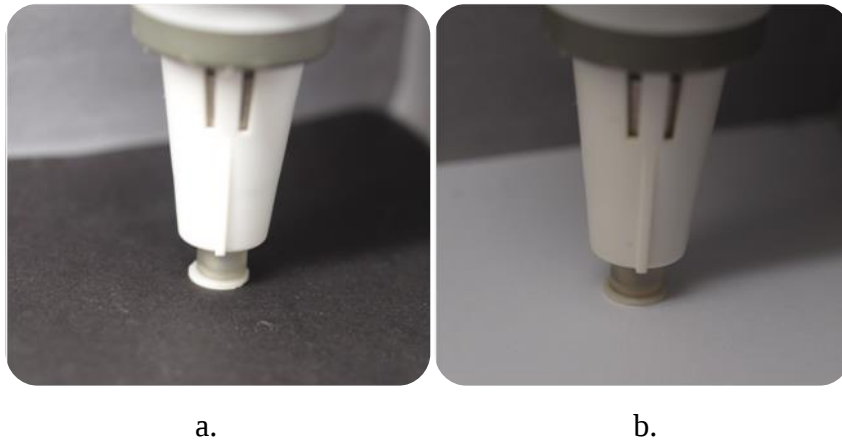
Renk ölçümüne hazır hale getirilen 90 adet alt yapı örneği numaralandırıldıktan sonra kolorimetre (ShadeEye NCC; Shofu, Kyoto, Japonya) ile CIE $L^*a^*b^*$ değerleri ölçülmüştür. Kolorimetre her ölçüm öncesi üreticilerin talimatları doğrultusunda kalibre edilmiştir. Her örnekten üç ölçüm yapılmış ve bu ölçümlerin ortalaması alınmıştır. Renk ölçümleri, karanlık bir odada renk ölçüm kutusu içerisinde ve nötral gri ($L^*=64.1$, $a^*=0.3$, $b^*=-3.4$) bir arka plan üzerinde gerçekleştirilmiştir (Resim 12.).



Resim 12. Nötral gri arka plan üzerinde, alt yapıların renk ölçümlerinin yapılması.

5.4. Alt Yapı Örneklerinin Translüsensi Ölçümlerinin Yapılması

Translüsensi ölçümleri 24°C sıcaklığında olan karanlık bir odada yapılmıştır. 90 adet örneğin siyah (b) ve beyaz (w) arka plan üzerindeki CIE $L^*a^*b^*$ değerleri kolorimetre ile ölçülmüştür (Resim 13.a ve b) Siyah arka planın L^* , a^* ve b^* değerleri $L^* = 33.5$, $a^* = 0.1$, $b^* = 0.3$; beyaz arka planın L^* , a^* ve b^* değerleri ise $L^* = 93.6$, $a^* = 1.2$, $b^* = -7.0$. Ölçümler cihazın ‘analysis’ modunda yapılmıştır ve her örnekten, her arka plan üzerinde 3’er kez ölçüm yapılarak ortalaması alınmıştır. Bütün ölçümler aynı araştırmacı tarafından yapılmıştır. Tüm örnekler numaralandırılarak yapılan ölçümlerin sonraki ölçümler ile kıyaslanabilmesi sağlanmıştır.



Resim 13. A: Siyah zemin üzerinde $L^*a^*b^*$ değerlerinin ölçülmesi. B: Beyaz zemin üzerinde $L^*a^*b^*$ değerlerinin ölçülmesi.

5.5. Translüsensi Parametresinin Belirlenmesi

Translüsensi parametresi'ni (TP) hesaplayabilmek için, beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerine yerleştirilen örneklerin kolorimetre ile elde edilen L_w , a_w , b_w ve L_b , a_b , b_b değerleri, aşağıdaki formüle yerleştirilerek hesaplama yapılmıştır.

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$$

Hesaplamalar Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Corporation, Amerika) programında yapılmıştır.

5.6. Kontrast Oranın Belirlenmesi

Kontrast oranın (KO), CIE Yxy renk sistemindeki Y parametresi kullanılarak hesaplanmaktadır. CIE Yxy sistemindeki 'Y' parametresi ile CIE XYZ sistemindeki 'Y' değeri birbirlerine eşit olduğundan (109) kolorimetre cihazı ile ölçülen 'Y' değeri kontrast oranın hesaplanmasında kullanılmıştır.

Y_w ve Y_b değerleri elde edildikten sonra aşağıdaki formül kullanılarak KO hesaplanmıştır;

$$KO = Y_b / Y_w$$

Hesaplamalar Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Corporation, Amerika) programında yapılmıştır.

5.7. Alt Yapı Örneklerine Üst Yapı Seramiği Uygulanması

Alt yapı örnekleri üzerine sistemlerin önerdikleri üst yapı seramikleri, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Laboratuvarı'nda uygulanmıştır. ZZ ve LZ alt yapılar için VITA VM9 (Steger, Brunneck, İtalya) üst yapı porseleni (Resim 14.), NA alt yapı için Cerabien ZR (Noritake Co, Nagoya, Japonya) üst yapı porseleni kullanılmıştır (Resim 15.). Alt yapı örneklerinin rengine uygun olarak A1 rengindeki dental seramikler üretici firmaların talimatları doğrultusunda uygulanmışlardır.

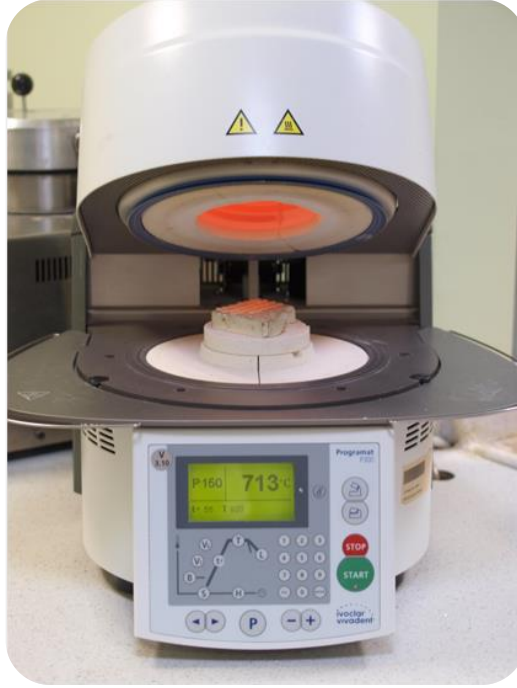


Resim 14. Vita VM9 üst yapı porselenlerinin uygulanması.



Resim 15. Cerabien ZR üst yapı porseleninin uygulanması.

Her bir zirkonya alt yapı grubu $n=10$ olacak şekilde üç gruba ayrılıp farklı kalınlıktaki dental seramikler uygulanmıştır. 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm kalınlığında olacak şekilde örnekler şekillendirilmiştir. Tüm örnekler Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Laboratuvarı'nda bulunan vakumlu porselen fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), üreticilerin önerdikleri fırınlama ısı ve sürelerinde pişirilmiştir (Resim 16, 17). Fırınlama işlemlerinden sonra örneklerin kalınlıkları dijital kumpas ile ölçülerek kontrol edilmiştir (Resim 18). Renk ölçümleri öncesinde buhar makinesinde yüzey temizliği yapılmıştır.



Resim 16. Porselen fırını (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).



Resim 17. Üst yapı seramiği uygulanan örneklerin fırından çıktıktan sonraki hali.



Resim 18. Örnek kalınlıklarının dijital kumpas ile ölçülmesi.

5.8. Üst Yapı Seramiği Uygulanmış Örneklerin Translüsensi ve Renk Ölçümlerinin Yapılması

Üst yapı seramiği uygulanmış örneklerin translüsensi ve renk ölçümleri, alt yapı örneklerinde olduğu gibi renk ölçüm kutusu içerisinde sırasıyla siyah, beyaz ve nötral gri fon üzerinde gerçekleştirilmiştir (Resim 19). Her örnekten üçer kez ölçüm yapılmış ve elde edilen değerlerinin ortalaması alınmıştır. Aynı formüller kullanılarak hesaplamalar yapılmıştır.



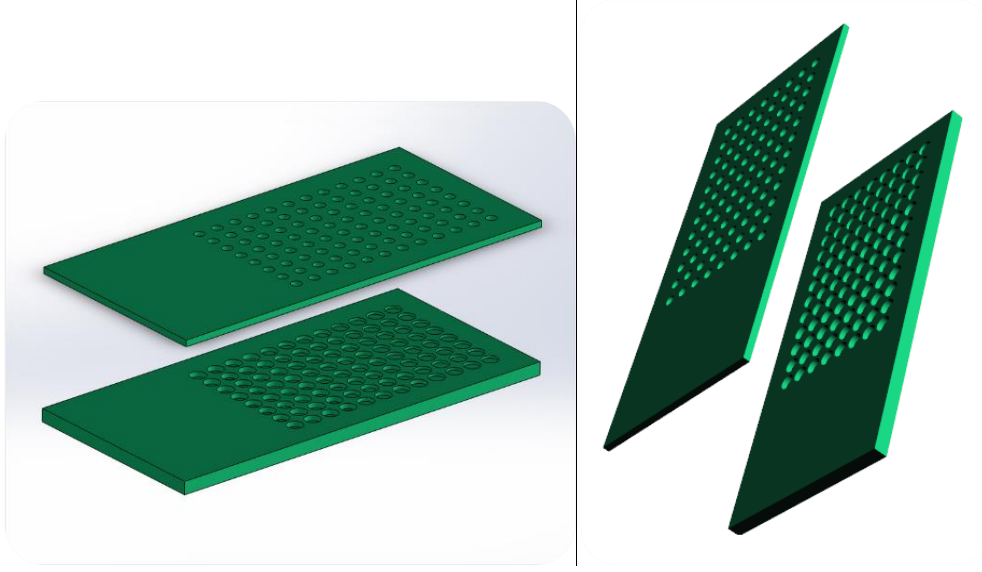
Resim 19. Renk ölçümüne hazır örnekler.

5.9. Üst Yapı Seramiği Uygulanmış Örneklerin Tekrar Fırınlanmaları

Üst yapı seramiği uygulanmış olan örnekler porselen fırınında üç kere fırınlanmıştır. Fırınlama sonrası renk ölçüm kutusu içerisinde, siyah, beyaz ve nötral gri fonda translüsensi ve renk ölçümleri yapılır. Ölçüm sonrası örnekler iki kere daha fırınlanarak beş fırınlanma tamamlanmış olur. Örneklerin translüsensi ve renk ölçümleri yapıpıp değerler belirlenmiştir. Aynı formüller kullanılarak hesaplamalar yapılmıştır.

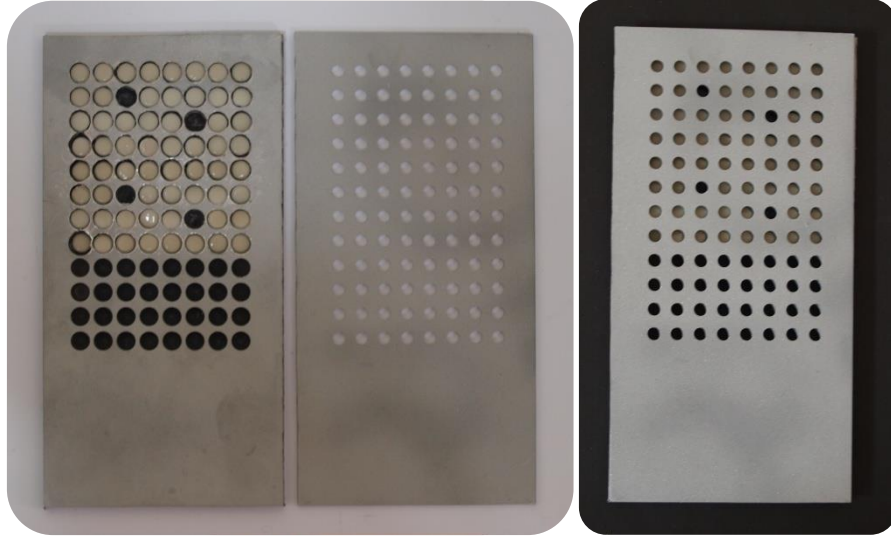
5.10. Örneklerin Yaşlandırılması

Yaşlandırma testi öncesinde, örneklerin hepsinin kalınlıklarına ve çaplarına uygun yuvaları olan kalıplar hazırlandı. Kalıplar önce bilgisayar programında tasarlandı, daha sonra CNC tezgahında frezelendi (Resim 20.).



Resim 20. Kalıpların bilgisayar programı ile tasarlanması.

Tüm örnekler bu kalıba sırasıyla dizildi ve üzerine daha küçük çapta delikleri olan başka bir metal levha yerleştirilerek (Resim 21.), porselen yüzeyleri açıkta kalacak şekilde test cihazına yerleştirildi (Resim 22.).



Resim 21. Örneklerin kalıba yerleştirilmesi.



Resim 22. Yaşlandırma cihazı (Atlas UV 2000).

Örneklere hızlandırılmış yaşlandırma siklusu Atlas UV 2000 (Material testing Technology LLC, Chicago, A.B.D.) test cihazında yapıldı. Örneklerin hepsinde UV ışık ve su püskürtme uygulanması ile 300 saat yaşlandırma testi uygulandı. Işık kaynağı sürekli olarak her örneğin tek bir yüzeyine uygulandı. Örneklerin bağlı olduğu panellerin ısısu püskürtme esnasında karanlıkta 38°C ve ışıktaki 70°C'dir. Nem oranı ışıktaki %50, karanlıkta ise %95'tir. Kuru lamba ısısu ışıktaki 42°C, karanlıkta 38°C'dir. Test döngüsünde, 40 dk. sadece ışık, 20 dk. ışık ve su spreyi, 60 dk. sadece ışık ve 60 dk. karanlıkta su spreyi uygulandı. Uygulanan toplam radyant enerji 150 kJ/m²'dir. Bu siklustaki sıcaklık derecesi, vücut için dokuları nekroz etmeyecek siklustur.

5.11. Yaşlandırma Testi Sonrası Örneklerin Translüsensi ve Renk Ölçümlerinin Yapılması

300 saat hızlandırılmış yaşlandırma işlemine maruz bırakılan örnekler cihazdan alındıktan sonra buharlı su ile yıkandı ve renk analizi testlerine geçildi. Örneklerin translüsensi ve renk ölçümleri daha önceden anlatılan prosedüre benzer şekilde renk ölçüm kutusu içerisinde gerçekleştirildi.

Yaşlandırma sonrası translüsensi ve renk değişim miktarını hesaplamak için elde edilen veriler ile ilk ölçümdeki veriler kullanıldı. Aşağıdaki formül kullanılarak ΔE değerleri hesaplandı;

$$\Delta E(\text{yaşlandırma sonrası-yaşlandırma öncesi}) = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

5.12. Renk Farkının (ΔE) Hesaplanması

Aynı örneğin alt yapı, farklı kalınlıktaki üst yapı seramiği uygulanmış hallerinin ve farklı sayıdaki fırınlama sayılarının renk üzerine etkisini değerlendirmek için aşağıdaki formül kullanılmıştır,

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

Hesaplamalar Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Corporation, Amerika) programında yapılmıştır.

5.13. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS for Windows 11.5 paket programında yapıldı. Sürekli değişkenlerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Kolmogorov Smirnov testi ile varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler sürekli değişkenler için medyan (çeyrekler arası genişlik) şeklinde gösterildi.

Materyaller ve porselen kalınlıkları alt grupları içerisinde izlem zamanlarına göre klinik ölçümlere ait medyan değerler yönünden farkın önemliliği Wilcoxon İşaret testiyle değerlendirildi.

Her bir porselen kalınlığına göre materyaller arasında ve her bir materyal içerisinde porselen kalınlıkları arasında klinik ölçümlere ait medyan değerler yönünden farkın önemliliği Kruskal Wallis testiyle değerlendirildi. Kruskal Wallis test istatistiği sonucunun önemli bulunması halinde farka neden olan durumları tespit etmek amacıyla Conover'ın parametrik olmayan çoklu karşılaştırma testi kullanıldı.

Aksi belirtilmedikçe $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Ancak, bu çalışmada olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

ΔE değerlerinin yorumlanmasında O'Brien'in klinik tolerans eşik değerleri referans alınmıştır (Tablo 3.).

6. BULGULAR

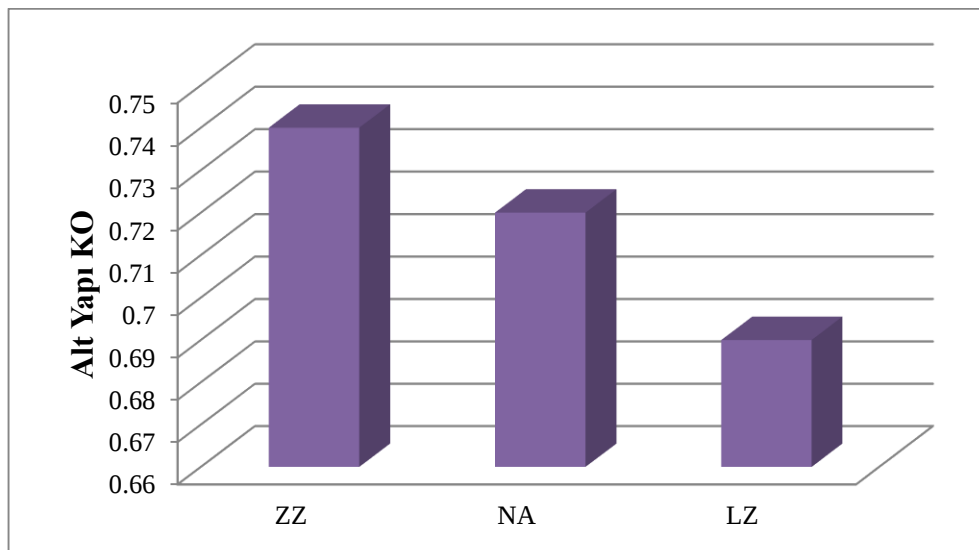
Zirkonzahn (ZZ), Noritake Alliance (NA) ve Lava (LZ) zirkonya tam seramik sistemlerinde fırınlama (F) sayısının, porselen kalınlığının ve yaşlandırmanın restorasyonun final rengine etkisinin incelendiği çalışmamızda, translüsensi bulguları kontrast oran (KO) ve translüsensi parametresi (TP) yöntemleri ile elde edilmiştir. Renk ölçümü değerlendirmeleri için alt yapı örneklerinin ve üst yapı porseleni uygulanmış örneklerin CIE L*a*b* parametreleri incelenmiştir. Örneklerin renk değişikliği ΔE değerleri kullanılarak hesaplanmıştır.

6.1. KO Yöntemi ve TP Bulguları

Tam seramik sistemlerin A1 rengine hazırlanmış alt yapı örneklerinin KO değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 5'te görülmektedir. KO değerinin 0'a yaklaşması translüsentliği, 1'e yaklaşması ise opasiteyi göstermektedir (Şekil 11).

Tablo 5. Alt yapı örneklerinin KO değerleri.

KO	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ	30	0.75	0.05	0.74	0.73	1.00
NA	30	0.72	0.01	0.72	0.66	0.73
LZ	30	0.69	0.01	0.69	0.67	0.71



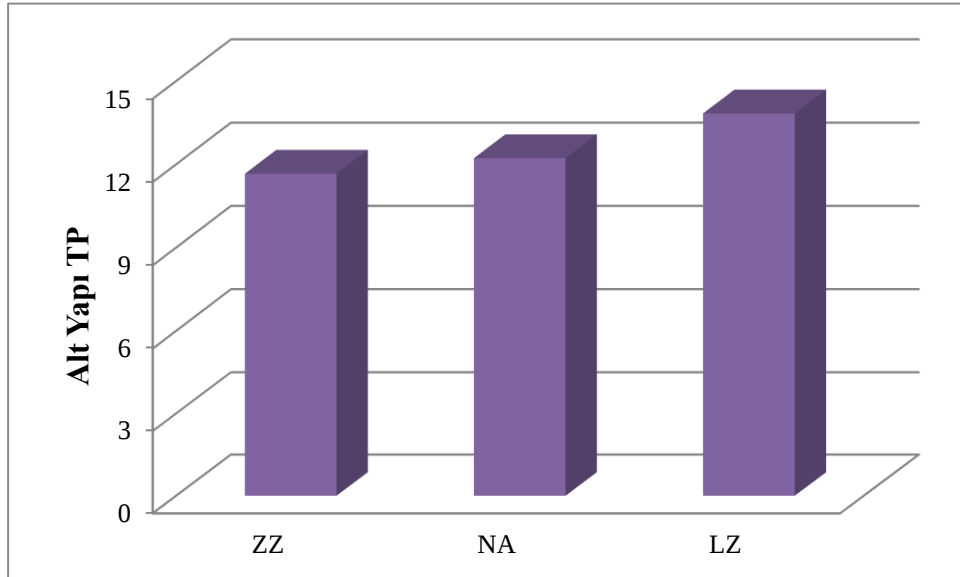
Şekil 11. Alt yapı örneklerinin KO değerleri arasındaki ilişki.

ZZ, NA ve LZ sistemlerinde hazırlanmış olan alt yapı örneklerinin KO değerleri Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Çoklu Karşılaştırma Testi ile analiz edildiğinde LZ sistemi istatistiksel anlamlı olarak en düşük KO değerini göstermiştir ($p<0.001$). ZZ sistemi istatistiksel anlamlı olarak en yüksek KO değerini göstermiştir ($p<0.001$) (Tablo 7).

Zirkonya alt yapı örneklerin TP değerlerini elde etmek için, örneklerin siyah ve beyaz arka plan üzerindeki CIE $L^*a^*b^*$ parametreleri kullanılmıştır. Örneklerin ortalama TP değerleri ve standart sapmaları Tablo 6'da görülmektedir. TP değeri ne kadar yüksekse translüsensi o kadar fazladır (Şekil 12).

Tablo 6. Alt yapı örneklerinin TP değerleri.

TP	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ	30	11.64	0.41	11.66	10.48	12.25
NA	30	12.33	0.62	12.22	11.60	14.98
LZ	30	13.81	0.45	13.83	12.91	14.52



Şekil 12. Alt yapı örneklerinin TP değerleri arasındaki ilişki.

ZZ, NA ve LZ sistemlerinde hazırlanmış olan alt yapı örneklerinin TP değerleri Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Çoklu Karşılaştırma Testi ile analiz edildiğinde LZ sistemi istatistiksel anlamlı olarak en yüksek TP düzeyini, ZZ sistemi istatistiksel anlamlı olarak en düşük TP düzeyini göstermiştir ($p<0.001$) (Tablo 7).

Tablo 7. ZZ, NA ve LZ sistemlerinin alt yapı KO ve TP değerleri karşılaştırıldığında elde edilen p değerleri.

	ZZ-NA	NA-LZ	ZZ-LZ
KO	$p<0.001^*$	$p<0.001^*$	$p<0.001^*$
TP	$p<0.001^*$	$p<0.001^*$	$p<0.001^*$

* : $p<0.001$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

ZZ, NA ve LZ sistemlerine ait fırınlama sonrası KO değerleri Tablo 8'de verilmiştir (Şekil 13). ZZ 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm kalınlığındaki alt grup örneklerinde, NA 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm kalınlığındaki alt grup örneklerinde ve LZ 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm kalınlığındaki alt grup örneklerinde 1.F, 3.F ve 5.F sonrası medyan KO düzeyleri karşılaştırıldığında birbirleri arasında Bonferroni Düzeltmeli Wilcoxon İşaret Testi'ne göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p>0.001$) (Tablo 9).

ZZ, NA ve LZ sistemlerine ait fırınlama sonrası TP değerleri Tablo 10'da verilmiştir (Şekil 14). Medyan TP düzeyleri karşılaştırıldığında; ZZ 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm kalınlığındaki alt grup örneklerinde, NA 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm kalınlığındaki alt grup örneklerinde ve LZ 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm kalınlığındaki alt grup örneklerinde 1.F, 3.F ve 5.F sonrası birbirleri arasında Bonferroni Düzeltmeli Wilcoxon İşaret Testi'ne göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p>0.001$) (Tablo 11).

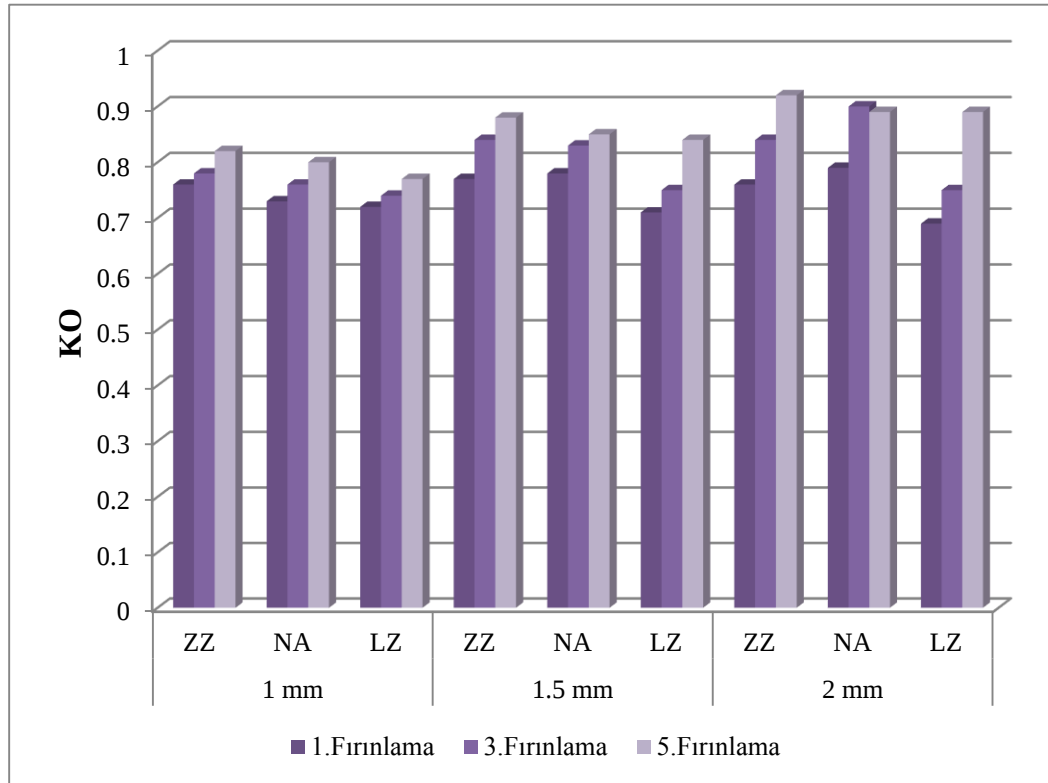
Tablo 8. Sistemlere ve porselen kalınlıklarına göre **KO** değerleri.

	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ 1.0 mm						
1.F	10	0.76	0.02	0.76	0.74	0.80
3.F	10	0.78	0.02	0.78	0.77	0.81
5.F	10	0.82	0.01	0.82	0.80	0.83
ZZ 1.5 mm						
1.F	10	0.77	0.01	0.77	0.75	0.78
3.F	10	0.83	0.04	0.84	0.76	0.88
5.F	10	0.88	0.01	0.88	0.86	0.89
ZZ 2.0 mm						
1.F	10	0.76	0.02	0.76	0.73	0.80
3.F	10	0.84	0.02	0.84	0.81	0.87
5.F	10	0.92	0.01	0.92	0.90	0.93
NA 1.0 mm						
1.F	10	0.73	0.01	0.73	0.72	0.74
3.F	10	0.76	0.02	0.76	0.73	0.78
5.F	10	0.79	0.01	0.80	0.77	0.82
NA 1.5 mm						
1.F	10	0.79	0.02	0.78	0.75	0.81
3.F	10	0.82	0.02	0.83	0.78	0.85
5.F	10	0.85	0.01	0.85	0.84	0.89
NA 2.0 mm						
1.F	10	0.77	0.04	0.79	0.71	0.81
3.F	10	0.89	0.03	0.90	0.81	0.91
5.F	10	0.88	0.03	0.89	0.79	0.90
LZ 1.0 mm						
1.F	10	0.72	0.01	0.72	0.71	0.74
3.F	10	0.74	0.02	0.74	0.71	0.78
5.F	10	0.77	0.01	0.77	0.76	0.79
LZ 1.5 mm						
1.F	10	0.70	0.01	0.71	0.68	0.71
3.F	10	0.75	0.01	0.75	0.73	0.76
5.F	10	0.84	0.01	0.84	0.83	0.85
LZ 2.0 mm						
1.F	10	0.67	0.04	0.69	0.60	0.71
3.F	10	0.75	0.01	0.75	0.75	0.77
5.F	10	0.88	0.01	0.89	0.87	0.89

Tablo 9. Her bir sistemin kalınlık alt grubuna göre 1.F, 3.F ve 5.F **KO** ölçümlerinin birbirleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

KO		1.F-3.F *	1.F-5.F *	3.F-5.F *
ZZ	1.0 mm	p=0.0051	p=0.0051	p=0.0051
	1.5 mm	p=0.0093	p=0.0051	p=0.0051
	2.0 mm	p=0.0051	p=0.0051	p=0.0051
NA	1.0 mm	p=0.0051	p=0.0051	p=0.0051
	1.5 mm	p=0.0125	p=0.0051	p=0.0069
	2.0 mm	p=0.0051	p=0.0069	p=0.0367
LZ	1.0 mm	p=0.0125	p=0.0051	p=0.0051
	1.5 mm	p=0.0051	p=0.0051	p=0.0051
	2.0 mm	p=0.0051	p=0.0051	p=0.0051

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 13. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre **KO** değerleri arasındaki ilişki.

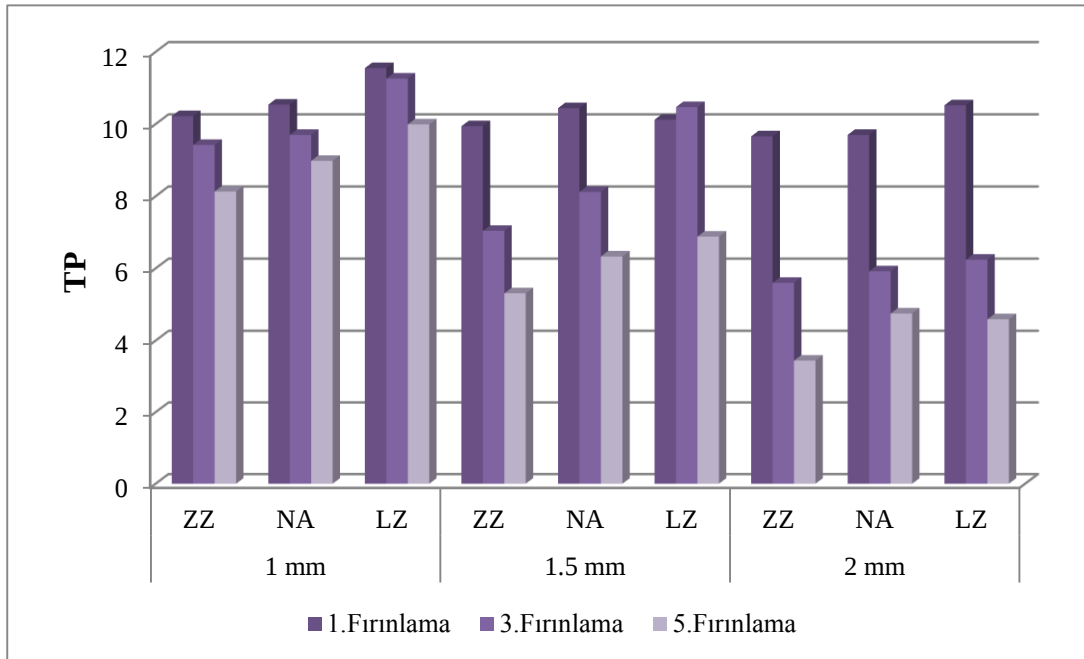
Tablo 10. Sistemlere ve porselen kalınlıklarına göre **TP** değerleri.

	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ 1.0 mm						
1.F	10	9.91	0.76	10.22	8.66	11.08
3.F	10	9.08	0.77	9.42	7.57	9.93
5.F	10	8.13	0.30	8.13	7.75	8.75
ZZ 1.5 mm						
1.F	10	9.86	0.84	9.94	8.52	11.38
3.F	10	7.09	0.50	7.04	6.55	7.96
5.F	10	5.37	0.39	5.31	4.92	6.10
ZZ 2.0 mm						
1.F	10	9.59	0.73	9.66	8.47	10.67
3.F	10	5.66	0.97	5.60	4.10	7.28
5.F	10	3.48	0.41	3.44	3.06	4.45
NA 1.0 mm						
1.F	10	10.43	0.45	10.54	9.75	11.11
3.F	10	9.55	0.58	9.70	8.28	10.17
5.F	10	9.07	0.57	8.98	8.09	10.14
NA 1.5 mm						
1.F	10	10.53	0.70	10.44	9.30	11.53
3.F	10	7.90	0.91	8.12	6.27	9.29
5.F	10	6.39	0.55	6.33	5.17	7.08
NA 2.0 mm						
1.F	10	9.92	0.83	9.70	8.79	11.71
3.F	10	6.25	1.45	5.92	4.72	9.60
5.F	10	5.08	1.32	4.75	4.27	8.77
LZ 1.0 mm						
1.F	10	11.47	0.38	11.55	10.94	12.03
3.F	10	11.34	0.87	11.26	9.83	12.72
5.F	10	9.72	0.72	9.99	8.06	10.37
LZ 1.5 mm						
1.F	10	10.10	0.12	10.12	9.87	10.25
3.F	10	10.35	1.63	10.47	7.82	12.41
5.F	10	6.92	0.32	6.88	6.43	7.55
LZ 2.0 mm						
1.F	10	10.34	0.73	10.52	9.11	11.52
3.F	10	6.21	0.60	6.24	5.12	7.06
5.F	10	4.62	0.36	4.59	4.16	5.33

Tablo 11. Her bir sistemin kalınlık alt grubuna göre 1.F, 3.F ve 5.F **TP** ölçümlerinin birbirleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

TP		1.F-3.F *	1.F-5.F *	3.F-5.F *
ZZ	1.0 mm	p=0.0051	p=0.0051	p=0.0125
	1.5 mm	p=0.0051	p=0.0051	p=0.0051
	2.0 mm	p=0.0051	p=0.0051	p=0.0051
NA	1.0 mm	p=0.0051	p=0.0069	p=0.0093
	1.5 mm	p=0.0051	p=0.0051	p=0.0051
	2.0 mm	p=0.0051	p=0.0051	p=0.0051
LZ	1.0 mm	p=0.6465	p=0.0051	p=0.0051
	1.5 mm	p=0.5751	p=0.0051	p=0.0051
	2.0 mm	p=0.0051	p=0.0051	p=0.0051

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 14. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre **TP** değerleri arasındaki ilişki.

Her bir sistemin 1.0 mm kalınlığındaki örneklerinin 1.F ve 3.F KO değişimleri Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırıldığında en yüksek KO değeri ZZ sisteminde, 5.F'da en yüksek KO değeri ZZ sisteminde en düşük KO değeri LZ sisteminde, 1.5 mm kalınlığındaki örneklerinin 1.F, 3.F ve 5.F KO değişimleri karşılaştırıldığında en düşük KO değeri LZ sisteminde, 2.0 mm kalınlığındaki örneklerinin 1.F KO değişimleri karşılaştırıldığında en düşük KO değeri LZ sisteminde, 3.F KO değişimleri karşılaştırıldığında en yüksek KO değeri NA sisteminde en düşük KO değeri LZ sisteminde, 5.F KO değişimleri karşılaştırıldığında en yüksek KO değeri ZZ sisteminde bulunmuştur ($p<0.001$) (Tablo 12).

Sistemlerin TP değerleri Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırıldığında 1.0 mm kalınlığındaki örneklerinin 1.F, 3.F ve 5.F TP değişimlerinde en yüksek TP değeri LZ sisteminde en düşük TP değeri ZZ sisteminde, 1.5 mm kalınlığındaki örneklerinin 3.F ve 5.F TP değişimlerinde en yüksek TP değeri LZ sisteminde en düşük TP değeri ZZ sisteminde, 2.0 mm kalınlığındaki örneklerinin 5.F'da en düşük TP değeri ZZ sisteminde bulunmuştur ($p<0.001$) (Tablo 12).

ZZ, NA ve LZ sistemlerinde kalınlık arttıkça KO artmış, TP azalmıştır. Bu değişim istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.005$) (Tablo 13).

Tablo 12. Sistemlerin KO ve TP değerlerinin karşılaştırılmasında elde edilen p değerleri.

	1.0 mm			1.5 mm			2.0 mm		
	ZZ - NA	ZZ - LZ	NA - LZ	ZZ - NA	ZZ - LZ	NA - LZ	ZZ - NA	ZZ - LZ	NA - LZ
1.F KO	p<0.001*	p<0.001*	p=0.006	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p=0.193	p<0.001*	p<0.001*
3.F KO	p<0.001*	p<0.001*	p=0.006	p=0.303	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*
5.F KO	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p=0.481
1.F TP	p=0.045	p<0.001*	p<0.001*	-	-	-	-	-	-
3.F TP	p=0.037	p<0.001*	p<0.001*	p=0.005	p<0.001*	p<0.001*	-	-	-
5.F TP	p<0.001*	p<0.001*	p=0.010	p<0.001*	p<0.001*	p=0.006	p<0.001*	p<0.001*	p=0.304

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Tablo 13. Porselen kalınlığı değişimine göre KO ve TP değerlerinin karşılaştırılmasında elde edilen p değerleri.

	ZZ			NA			LZ		
	1.0-1.5mm	1.0-2.0mm	1.5-2.0mm	1.0-1.5mm	1.0- 2.0mm	1.5-2.0mm	1.0-1.5mm	1.0-2.0mm	1.5-2.0mm
1.F KO	-	-	-	-	-	-	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*
3.F KO	p<0.001*	p<0.001*	p=0.263	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	-	-	-
5.F KO	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p=0.004*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*
1.F TP	-	-	-	-	-	-	p<0.001*	p<0.001*	p=0.030
3.F TP	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p=0.002*	p=0.193	p<0.001*	p<0.001*
5.F TP	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*

* : p<0.005 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

6.2. Renk Ölçüm Bulguları

6.2.1. CIE L*a*b* Parametreleri

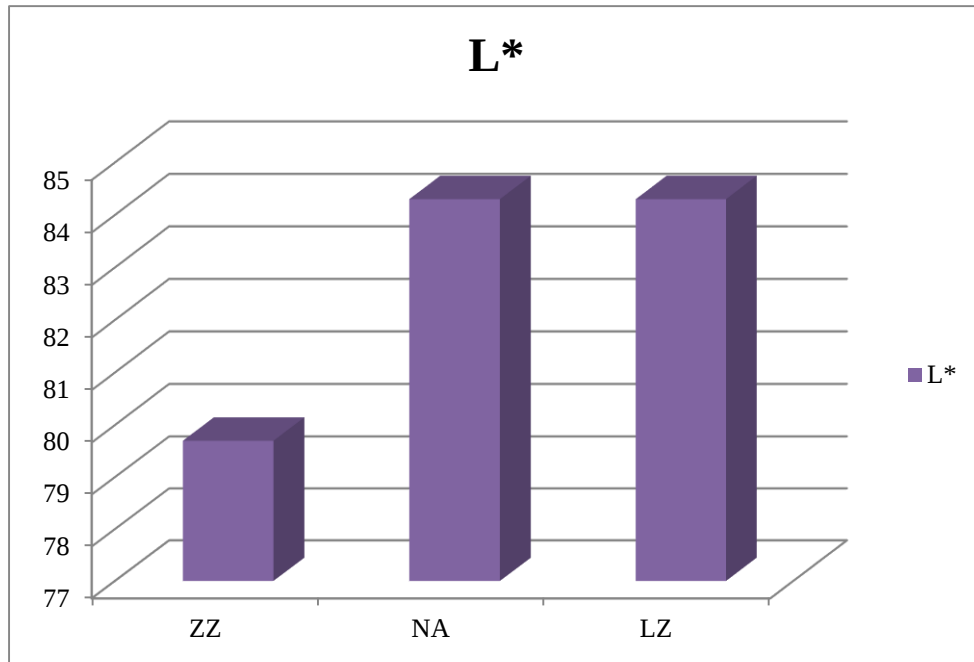
Tüm örneklerle her fırınlamadan sonra nötral gri arka plan üzerinde kolorimetre ile ölçüm yapılmış ve örneklerin CIE L*a*b* parametreleri kaydedilmiştir.

6.2.1.1. L* değerleri;

Sistemlerin alt yapı L* değerleri Tablo 14’te gösterilmiştir. Bu değerlere göre ZZ alt yapı istatistiksel anlamlı olarak en düşük L* değerine sahiptir ($p < 0.001$). NA ve LZ alt yapıların L* değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p = 0.604$) (Şekil 15).

Tablo 14. Sistemlerin alt yapı L* değerleri.

L*	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ	30	79.67	0.49	79.70	78.70	80.50
NA	30	84.35	0.26	84.30	83.90	85.00
LZ	30	84.30	0.15	84.30	84.00	84.50



Şekil 15. Alt yapı örneklerinin L* değerleri arasındaki ilişki.

Sistemlere üst yapı porseleni uygulandıktan sonraki L^* değerleri Tablo 15’te görülmektedir (Şekil 16). ZZ 1.0 mm, ZZ 1.5 mm, ZZ 2.0 mm, NA 1.0 mm, NA 1.5 mm, NA 2.0 mm, LZ 1.0 mm, LZ 1.5 mm, LZ 2.0 mm alt grupları içerisinde 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalarda Bonferroni Düzeltmeli Wilcoxon İşaret Testi kullanılmıştır. Medyan L^* düzeyleri karşılaştırıldığında birbirleri arasında olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p>0,001$) (Tablo 16). Tüm sistemlerde fırınlama sayısının artmasıyla L^* değerlerinde bir azalma görülmüştür. Ancak bu azalma istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında L^* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar Bonferroni Düzeltmeli Conover’in Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılmıştır. ZZ sistemi içerisinde 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm kalınlığındaki örnekler L^* değeri değişimi açısından karşılaştırıldığında sadece 1. fırınlamada 1.0 mm ile 1.5 mm arasında anlamlı bir fark görülmemiştir ($p=0,005$). Diğer tüm karşılaştırmalarda L^* değeri anlamlı bir değişim göstermiştir. ZZ grubu içerisinde kalınlık arttıkça L^* değeri azalmıştır ve bu istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,005$) (Tablo 17, Şekil 17).

NA ve LZ sistemleri içerisinde 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm kalınlığındaki örnekler L^* değeri açısından karşılaştırıldığında tüm değişimlerde istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0,005$) (Tablo 17). NA ve LZ sistemleri içerisinde kalınlık arttıkça L^* değeri istatistiksel olarak anlamlı bir azalma göstermiştir (Şekil 17). NA sistemi en fazla azalmayı göstermiştir.

Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında L^* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalarda Bonferroni Düzeltmeli Conover’in Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi kullanılmıştır. 2.0 mm kalınlığındaki örneklerin 1.F L^* değerleri karşılaştırıldığında ZZ ile LZ arasında, 3.F ve 5.F L^* değerleri karşılaştırıldığında NA ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir. Diğer karşılaştırmaların tümünde sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 18, Şekil 18). Sistemler içerisinde en yüksek L^* değerine sahip sistem NA sistemi, en düşük L^* değerine sahip sistem ZZ sistemidir. L^*

değerindeki azalma en fazla NA ve LZ sistemlerinde görülürken, ZZ sisteminde en az azalma görülmüştür.

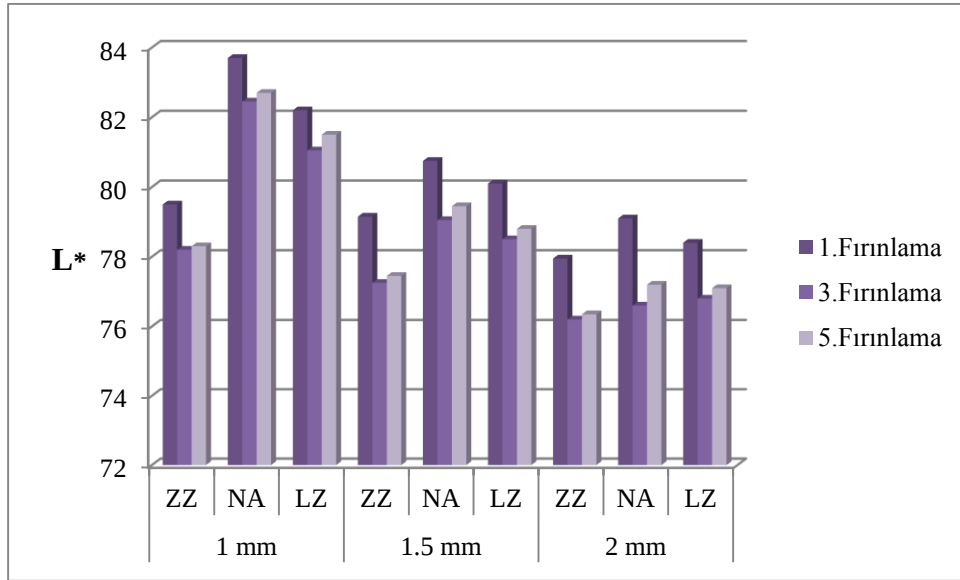
Tablo 15. Sistemlere göre L^* değerleri

L^*	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ 1.0 mm						
1.F	10	79.43	0.49	79.50	78.30	80.00
3.F	10	78.17	0.21	78.20	77.80	78.50
5.F	10	78.30	0.21	78.30	78.10	78.70
ZZ 1.5 mm						
1.F	10	78.84	1.02	79.15	76.00	79.50
3.F	10	77.20	0.23	77.25	76.70	77.40
5.F	10	77.40	0.21	77.45	77.00	77.70
ZZ 2.0 mm						
1.F	10	77.93	0.76	77.95	76.80	78.80
3.F	10	76.09	0.30	76.20	75.30	76.40
5.F	10	76.25	0.25	76.35	75.80	76.50
NA 1.0 mm						
1.F	10	83.74	0.32	83.70	83.20	84.30
3.F	10	82.61	0.31	82.45	82.20	83.10
5.F	10	82.75	0.31	82.70	82.30	83.30
NA 1.5 mm						
1.F	10	80.80	0.34	80.75	80.30	81.20
3.F	10	79.13	0.31	79.05	78.70	79.60
5.F	10	79.47	0.32	79.45	79.00	80.00
NA 2.0 mm						
1.F	10	79.08	0.18	79.10	78.90	79.40
3.F	10	76.65	0.45	76.60	76.00	77.50
5.F	10	77.11	0.32	77.20	76.60	77.50
LZ 1.0 mm						
1.F	10	81.74	1.37	82.20	77.90	82.50
3.F	10	80.92	0.70	81.05	79.20	81.70
5.F	10	81.27	0.70	81.50	79.50	81.90
LZ 1.5 mm						
1.F	10	80.12	0.21	80.10	79.80	80.50
3.F	10	78.45	0.30	78.50	78.00	78.80
5.F	10	78.87	0.23	78.80	78.60	79.40
LZ 2.0 mm						
1.F	10	78.33	0.25	78.40	78.00	78.70
3.F	10	76.78	0.11	76.80	76.60	76.90
5.F	10	77.11	0.25	77.10	76.50	77.50

Tablo 16. Sistemlerin kalınlık alt grubunun L^* ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

L^*		1.F-3.F *	1.F-5.F *	3.F-5.F *
ZZ	1.0 mm	p=0.0050	p=0.0076	p=0.1065
	1.5 mm	p=0.0067	p=0.0091	p=0.0112
	2.0 mm	p=0.0050	p=0.0050	p=0.2365
NA	1.0 mm	p=0.0050	p=0.0050	p=0.0106
	1.5 mm	p=0.0049	p=0.0051	p=0.0107
	2.0 mm	p=0.0049	p=0.0050	p=0.0241
LZ	1.0 mm	p=0.0463	p=0.0741	p=0.0095
	1.5 mm	p=0.0050	p=0.0050	p=0.0050
	2.0 mm	p=0.0050	p=0.0049	p=0.0091

* : $p < 0.001$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 16. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre L^* değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 17. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında L^* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

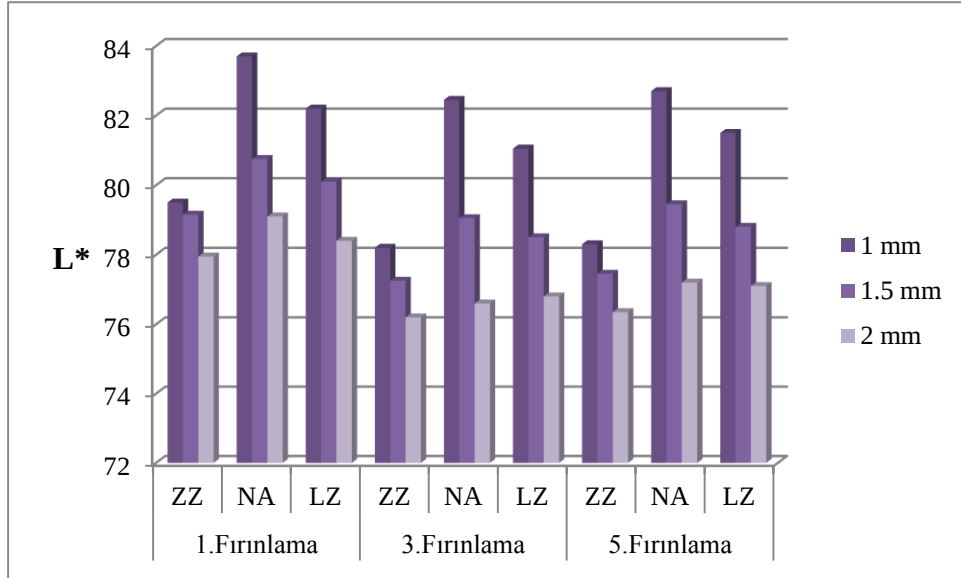
L^*	ZZ			NA			LZ		
	1.0-1.5 mm	1.0-2.0 mm	1.5-2.0 mm	1.0-1.5 mm	1.0-2.0 mm	1.5-2.0 mm	1.0-1.5 mm	1.0-2.0 mm	1.5-2.0 mm
1.F	p=0.005	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p=0.002*	p<0.001*	p<0.001*
3.F	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*
5.F	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*

* : p<0.005 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

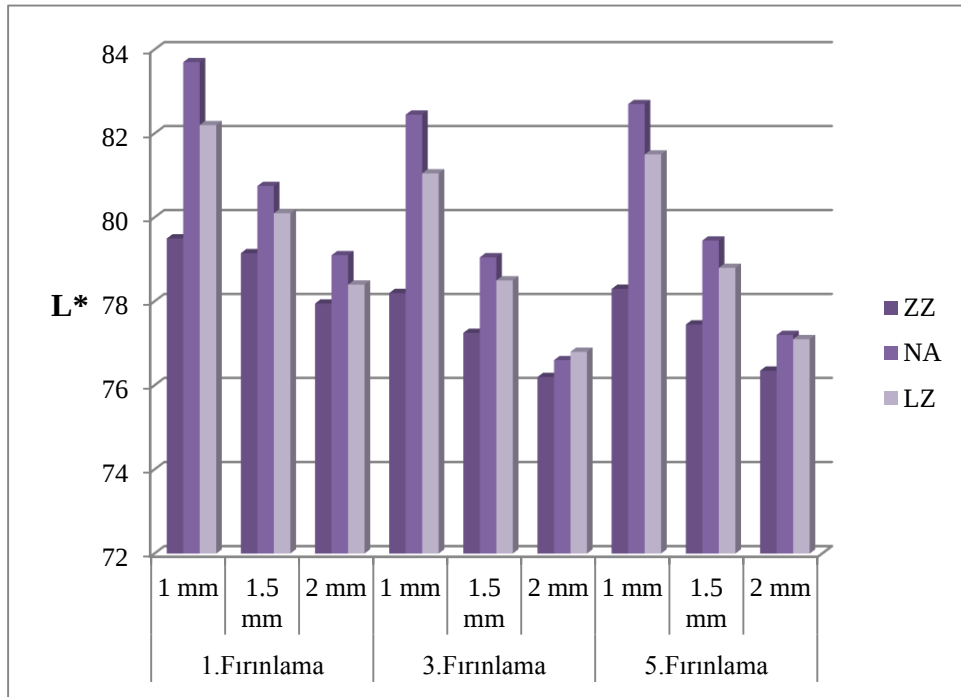
Tablo 18. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında L^* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

L^*	1.0 mm			1.5 mm			2.0 mm		
	ZZ - NA	ZZ - LZ	NA - LZ	ZZ - NA	ZZ - LZ	NA - LZ	ZZ - NA	ZZ - LZ	NA - LZ
1.F	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p=0.326	p<0.001*
3.F	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p=0.053
5.F	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p=0.777

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 17. Sistemler içerisinde kalınlık değişimine göre L* değerleri arasındaki ilişki.



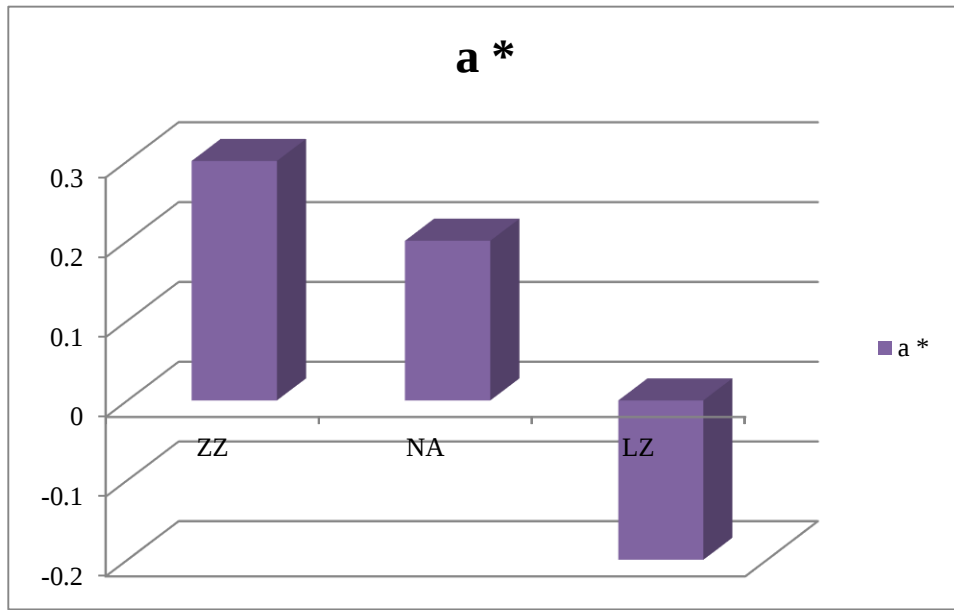
Şekil 18. Sistemlere göre L* değerleri arasındaki ilişki.

6.2.1.2. a* Değerleri;

Sistemlerin alt yapı a* değerleri Tablo 19’da gösterilmiştir. Bu değerlere göre ZZ alt yapı istatistiksel anlamlı olarak en yüksek a* değerine, LZ alt yapı istatistiksel anlamlı olarak en düşük a* değerine sahiptir ($p<0.001$) (Şekil 19).

Tablo 19. Sistemlerin alt yapı a* değerleri.

a*	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ	30	0.29	0.12	0.30	0.00	0.50
NA	30	0.21	0.07	0.20	0.10	0.30
LZ	30	-0.18	0.09	-0.20	-0.30	0.00



Şekil 19. Alt yapı örneklerinin a* değerleri arasındaki ilişki.

Sistemlere üst yapı porseleni uygulandıktan sonraki a* değerleri Tablo 20’de görülmektedir. Sistemlerin kalınlık alt grubunun a* ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalarda Bonferroni Düzeltmeli Wilcoxon İşaret Testi kullanılmıştır. ZZ 1.0 mm, ZZ 1.5 mm, ZZ 2.0 mm, NA 1.0 mm, NA 1.5 mm, NA 2.0 mm, LZ 1.0 mm, LZ 1.5 mm, LZ 2.0 mm alt grupları içerisinde 1.F, 3.F ve 5.F medyan a* düzeyleri karşılaştırıldığında birbirleri arasında Bonferroni Düzeltmesi’ne göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p>0,001$) (Tablo 21).

Tüm sistemlerde fırınlama sayısının artmasıyla a^* değerlerinde bir azalma görülmüştür. Ancak bu azalma istatistiksel olarak anlamlı değildir (Şekil 20).

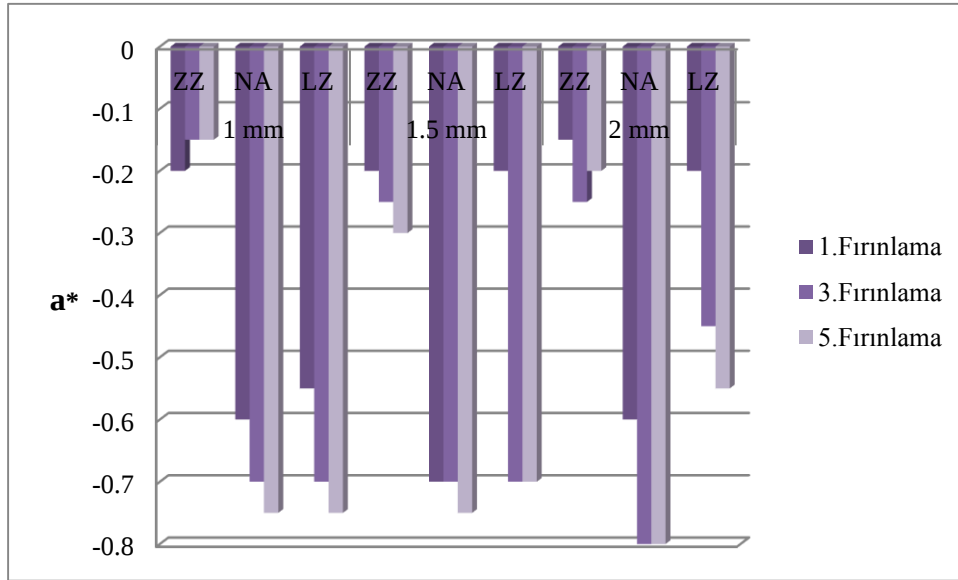
Tablo 20. Sistemlere göre a^* değerleri.

a^*	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ 1.0 mm						
1.F	10	-0.21	0.06	-0.20	-0.30	-0.10
3.F	10	-0.17	0.08	-0.15	-0.30	-0.10
5.F	10	-0.15	0.05	-0.15	-0.20	-0.10
ZZ 1.5 mm						
1.F	10	-0.17	0.05	-0.20	-0.20	-0.10
3.F	10	-0.24	0.14	-0.25	-0.40	0.10
5.F	10	-0.26	0.20	-0.30	-0.60	0.20
ZZ 2.0 mm						
1.F	10	-0.14	0.07	-0.15	-0.20	0.00
3.F	10	-0.22	0.14	-0.25	-0.40	0.10
5.F	10	-0.19	0.11	-0.20	-0.40	0.00
NA 1.0 mm						
1.F	10	-0.60	0.05	-0.60	-0.70	-0.50
3.F	10	-0.68	0.04	-0.70	-0.70	-0.60
5.F	10	-0.76	0.07	-0.75	-0.90	-0.70
NA 1.5 mm						
1.F	10	-0.68	0.04	-0.70	-0.70	-0.60
3.F	10	-0.74	0.07	-0.70	-0.90	-0.70
5.F	10	-0.78	0.09	-0.75	-0.90	-0.70
NA 2.0 mm						
1.F	10	-0.58	0.10	-0.60	-0.70	-0.40
3.F	10	-0.77	0.07	-0.80	-0.90	-0.70
5.F	10	-0.82	0.06	-0.80	-0.90	-0.70
LZ 1.0 mm						
1.F	10	-0.50	0.17	-0.55	-0.70	-0.10
3.F	10	-0.60	0.36	-0.70	-0.80	0.40
5.F	10	-0.69	0.37	-0.75	-1.00	0.30
LZ 1.5 mm						
1.F	10	-0.24	0.05	-0.20	-0.30	-0.20
3.F	10	-0.67	0.07	-0.70	-0.70	-0.50
5.F	10	-0.66	0.07	-0.70	-0.70	-0.50
LZ 2.0 mm						
1.F	10	-0.22	0.06	-0.20	-0.30	-0.10
3.F	10	-0.47	0.08	-0.45	-0.60	-0.40
5.F	10	-0.54	0.07	-0.55	-0.60	-0.40

Tablo 21. Sistemlerin kalınlık alt grubunun a^* ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

a^*		1.F-3.F*	1.F-5.F*	3.F-5.F*
ZZ	1.0 mm	p=0.1573	p=0.0339	p=0.3173
	1.5 mm	p=0.2000	p=0.1184	p=0.7740
	2.0 mm	p=0.2025	p=0.2733	p=0.3173
NA	1.0 mm	p=0.0114	p=0.0039	p=0.0114
	1.5 mm	p=0.0633	p=0.0394	p=0.1573
	2.0 mm	p=0.0069	p=0.0066	p=0.0588
LZ	1.0 mm	p=0.1054	p=0.0740	p=0.0139
	1.5 mm	p=0.0044	p=0.0045	p=0.7825
	2.0 mm	p=0.0044	p=0.0044	p=0.0532

* : $p < 0.001$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 20. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre a^* değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 22. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında **a*** değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

a*	ZZ			NA			LZ		
	1.0-1.5 mm	1.0-2.0 mm	1.5-2.0 mm	1.0-1.5 mm	1.0-2.0 mm	1.5-2.0 mm	1.0-1.5 mm	1.0-2.0 mm	1.5-2.0 mm
1.F	-	-	-	-	-	-	p<0.001*	p<0.001*	p=0.439
3.F	-	-	-	-	-	-	p=0.759	p<0.001*	p<0.001*
5.F	-	-	-	-	-	-	p=0.016	p<0.001*	p<0.001*

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

74

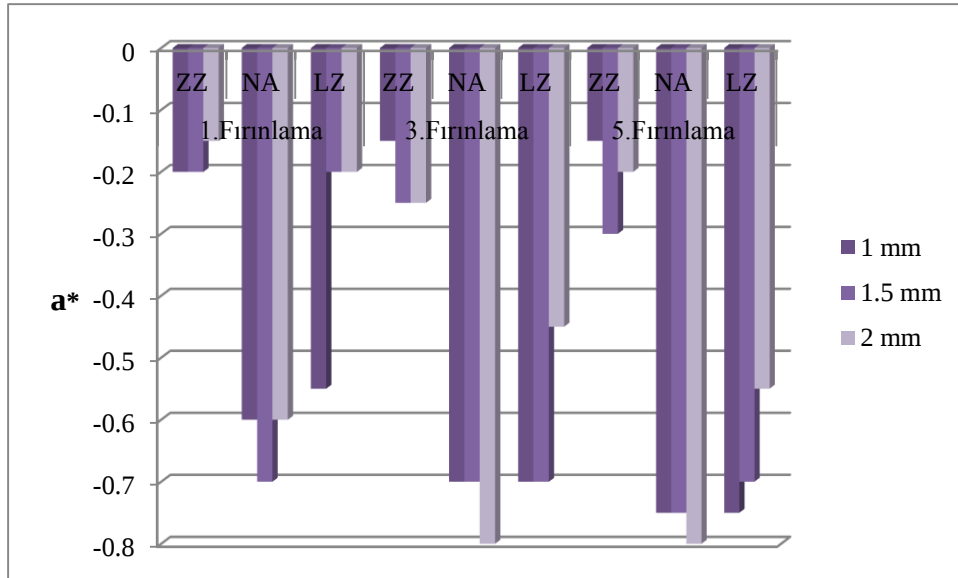
Tablo 23. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında **a*** değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

a*	1.0 mm			1.5 mm			2.0 mm		
	ZZ - NA	ZZ - LZ	NA - LZ	ZZ - NA	ZZ - LZ	NA - LZ	ZZ - NA	ZZ - LZ	NA - LZ
1.F	p<0.001*	p<0.001*	p=0.029	p<0.001*	p=0.010	p<0.001*	p<0.001*	p=0.013	p<0.001*
3.F	p<0.001*	p<0.001*	p=0.925	p<0.001*	p<0.001*	p=0.046	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*
5.F	p<0.001*	p<0.001*	p=0.706	p<0.001*	p<0.001*	p=0.004	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında a^* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar Bonferroni Düzeltmeli Conover'ın Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılmıştır. ZZ ve NA sistemleri içerisinde a^* değerlerinde kalınlık değişimlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. LZ sistemi içerisinde 1.F'da 1.0-1.5 mm ve 1.0-2.0 mm arasında, 3.F'da 1.0-2.0 mm ve 1.5-2.0 mm arasında, 5.F'da 1.0-2.0 mm ve 1.5-2.0 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ($p<0.001$) (Tablo 22).

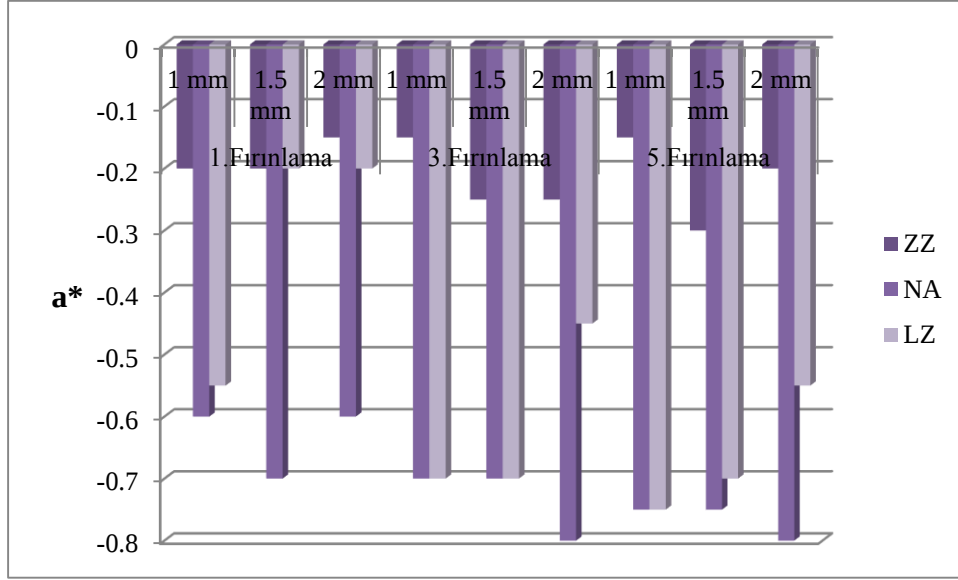
ZZ, NA ve LZ sistemleri içerisinde kalınlık arttıkça a^* değeri artış göstermiştir (Şekil 21). Ancak bu artış istatistiksel olarak anlamlı değildir.



Şekil 21. Sistemler içerisinde kalınlık değişimine göre a^* değerleri arasındaki ilişki.

a^* değeri değişimleri sistemlere göre Bonferroni Düzeltmeli Conover'ın Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi ile karşılaştırılmıştır; 1.0 mm kalınlığındaki örneklerin 1.F, 3.F ve 5.F a^* değerleri karşılaştırıldığında ZZ ile NA ve ZZ ile LZ arasında, 1.5 mm kalınlığındaki örneklerin 1.F a^* değerleri karşılaştırıldığında ZZ ile NA ve NA ile LZ arasında, 3.F ve 5.F a^* değerleri karşılaştırıldığında ZZ ile NA ve ZZ ile LZ arasında, 2.0 mm kalınlığındaki örneklerin 1.F a^* değerleri karşılaştırıldığında ZZ ile NA ve NA ile LZ arasında, 3.F ve 5.F a^* değerleri karşılaştırıldığında ZZ ile NA, ZZ ile LZ ve NA ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 23, Şekil 22). Sistemler içerisinde en yüksek a^* değerine sahip sistem ZZ sistemi, en düşük a^* değerine sahip sistem NA

sistemidir. a^* değeriindeki azalma en fazla LZ sisteminde görülürken, ZZ sisteminde en az azalma görülmüştür.



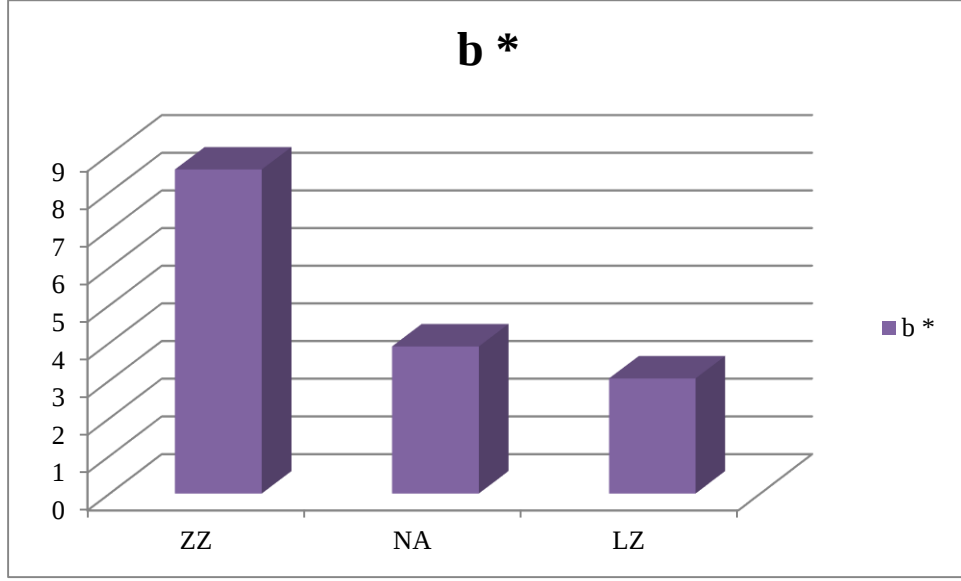
Şekil 22. Farklı porselen kalınlığı içerisinde sistemlere göre a^* değerleri arasındaki ilişki.

6.2.1.3. b^* Değerleri;

Sistemlerin alt yapı b^* değerleri Tablo 24’de gösterilmiştir. Bu değerlere göre ZZ alt yapı istatistiksel anlamlı olarak en yüksek b^* değerine, LZ alt yapı istatistiksel anlamlı olarak en düşük b^* değerine sahiptir ($p < 0.001$) (Şekil 23).

Tablo 24. Sistemlerin alt yapı b^* değerleri.

b^*	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ	30	8.44	0.76	8.60	7.00	9.80
NA	30	3.83	0.38	3.90	3.20	4.30
LZ	30	3.07	0.27	3.05	2.70	3.60



Şekil 23. Alt yapı örneklerinin **b*** değerleri arasındaki ilişki.

Sistemlere üst yapı porseleni uygulandıktan sonraki **b*** değerleri Tablo 25’te görülmektedir. ZZ 1.0 mm, ZZ 1.5 mm, ZZ 2.0 mm, NA 1.0 mm, NA 1.5 mm, NA 2.0 mm, LZ 1.0 mm, LZ 1.5 mm, LZ 2.0 mm alt grupları içerisinde 1.F, 3.F ve 5.F medyan **b*** düzeyleri karşılaştırıldığında birbirleri arasında Bonferroni Düzeltmeli Wilcoxon İşaret Testi’ne göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p>0.001$) (Tablo 26). Tüm sistemlerde fırınlama sayısının artmasıyla **b*** değerlerinde bir artma görülmüştür. Ancak bu artma istatistiksel olarak anlamlı değildir (Şekil 24).

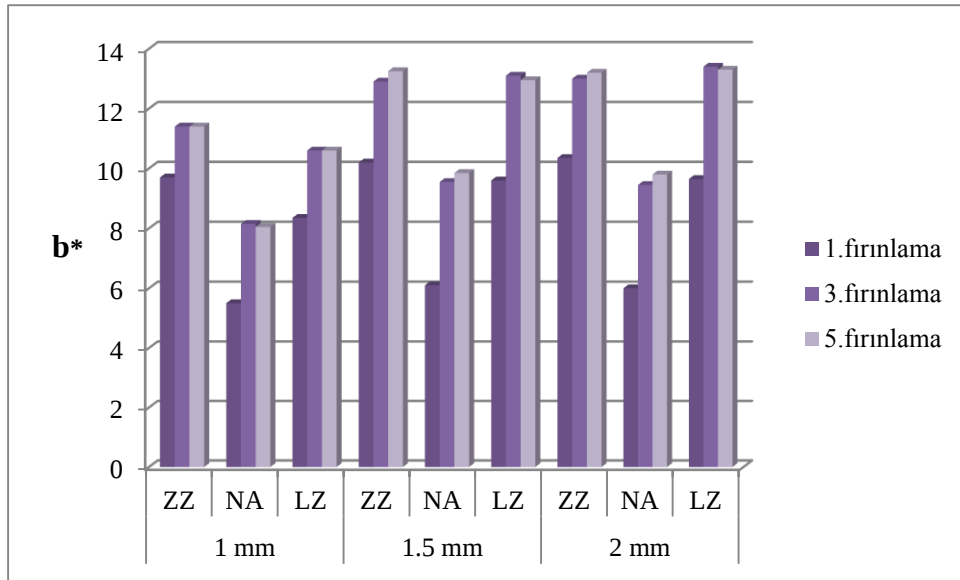
Tablo 25. Sistemlere göre **b*** değerleri.

b*	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ 1.0 mm						
1.F	10	9.82	0.41	9.70	9.30	10.50
3.F	10	11.50	0.26	11.40	11.30	12.10
5.F	10	11.54	0.31	11.40	11.20	12.20
ZZ 1.5 mm						
1.F	10	10.45	0.86	10.20	9.80	12.70
3.F	10	12.91	0.29	12.90	12.40	13.40
5.F	10	13.16	0.22	13.25	12.70	13.40
ZZ 2.0 mm						
1.F	10	10.72	1.02	10.35	9.50	12.50
3.F	10	12.90	0.29	13.00	12.40	13.20
5.F	10	13.05	0.33	13.20	12.40	13.30
NA 1.0 mm						
1.F	10	5.58	0.29	5.50	5.30	6.20
3.F	10	8.07	0.25	8.15	7.50	8.40
5.F	10	8.04	0.20	8.05	7.60	8.30
NA 1.5 mm						
1.F	10	6.13	0.44	6.10	5.70	7.10
3.F	10	9.56	0.24	9.55	9.30	9.90
5.F	10	9.77	0.21	9.85	9.40	10.00
NA 2.0 mm						
1.F	10	5.96	0.31	6.00	5.40	6.50
3.F	10	9.42	0.45	9.45	8.50	9.90
5.F	10	9.72	0.36	9.80	8.80	10.10
LZ 1.0 mm						
1.F	10	8.65	0.66	8.35	8.00	10.00
3.F	10	10.66	0.21	10.60	10.40	11.10
5.F	10	10.63	0.28	10.60	10.20	11.10
LZ 1.5 mm						
1.F	10	9.63	0.35	9.60	9.00	10.20
3.F	10	13.12	0.24	13.10	12.60	13.50
5.F	10	13.01	0.27	12.95	12.70	13.50
LZ 2.0 mm						
1.F	10	9.62	0.32	9.65	9.00	10.00
3.F	10	13.36	0.20	13.40	13.00	13.70
5.F	10	13.22	0.27	13.30	12.70	13.60

Tablo 26. Sistemlerin kalınlık alt grubunun **b*** ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

b*		1.F-3.F*	1.F-5.F*	3.F-5.F*
ZZ	1.0 mm	p=0.0050	p=0.0050	p=0.6666
	1.5 mm	p=0.0050	p=0.0049	p=0.0167
	2.0 mm	p=0.0076	p=0.0069	p=0.1226
NA	1.0 mm	p=0.0050	p=0.0049	p=0.4652
	1.5 mm	p=0.0050	p=0.0049	p=0.0109
	2.0 mm	p=0.0049	p=0.0048	p=0.0496
LZ	1.0 mm	p=0.0050	p=0.0050	p=0.6095
	1.5 mm	p=0.0050	p=0.0050	p=0.1807
	2.0 mm	p=0.0050	p=0.0049	p=0.0311

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 24. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre **b*** değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 27. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında **b*** değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

b*	ZZ			NA			LZ		
	1.0-1.5 mm	1.0-2.0 mm	1.5-2.0 mm	1.0-1.5 mm	1.0-2.0 mm	1.5-2.0 mm	1.0-1.5 mm	1.0-2.0 mm	1.5-2.0 mm
1.F	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3.F	p<0.001*	p<0.001*	p=0.887	p<0.001*	p<0.001*	p=0.452	p<0.001*	p<0.001*	p=0.013
5.F	p<0.001*	p<0.001*	p=0.263	p<0.001*	p<0.001*	p=0.962	p<0.001*	p<0.001*	p=0.067

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

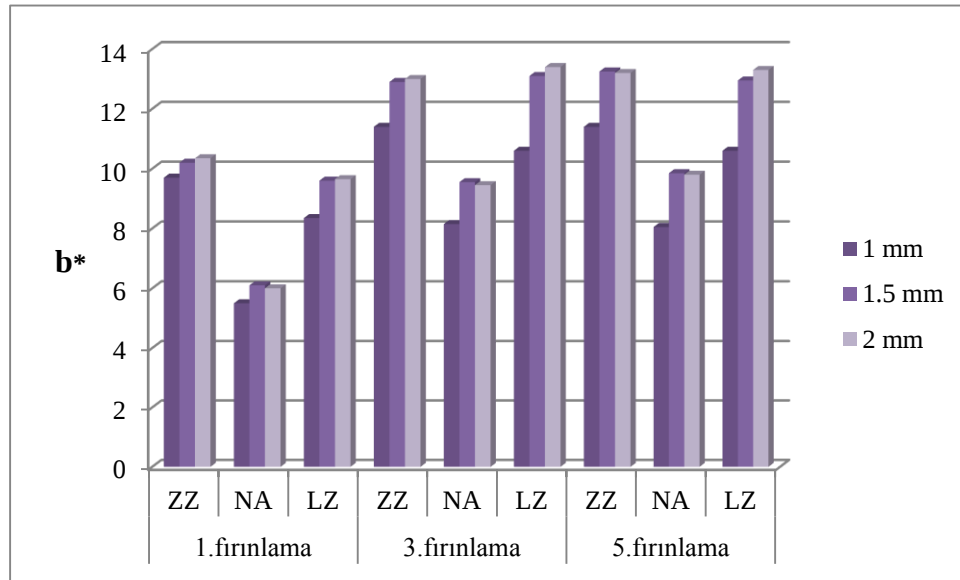
Tablo 28. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında **b*** değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

b*	1.0 mm			1.5 mm			2.0 mm		
	ZZ - NA	ZZ - LZ	NA - LZ	ZZ - NA	ZZ - LZ	NA - LZ	ZZ - NA	ZZ - LZ	NA - LZ
1.F	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*
3.F	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p=0.034	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*
5.F	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p<0.001*	p=0.117	p<0.001*	p<0.001*	p=0.067	p<0.001*

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında b^* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalarda Bonferroni Düzeltmeli Conover'ın Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi kullanılmıştır. ZZ, NA ve LZ sistemleri içerisinde 1.F b^* değerleri kalınlık değişimlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. ZZ sistemi içerisinde 3.F ve 5.F'da 1.0-1.5 mm ve 1.0-2.0 mm arasında, NA sistemi içerisinde 3.F ve 5.F'da 1.0-1.5 mm ve 1.0-2.0 mm arasında, LZ sistemi içerisinde 3.F ve 5.F'da 1.0-1.5 mm ve 1.0-2.0 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ($p<0.001$) (Tablo 27).

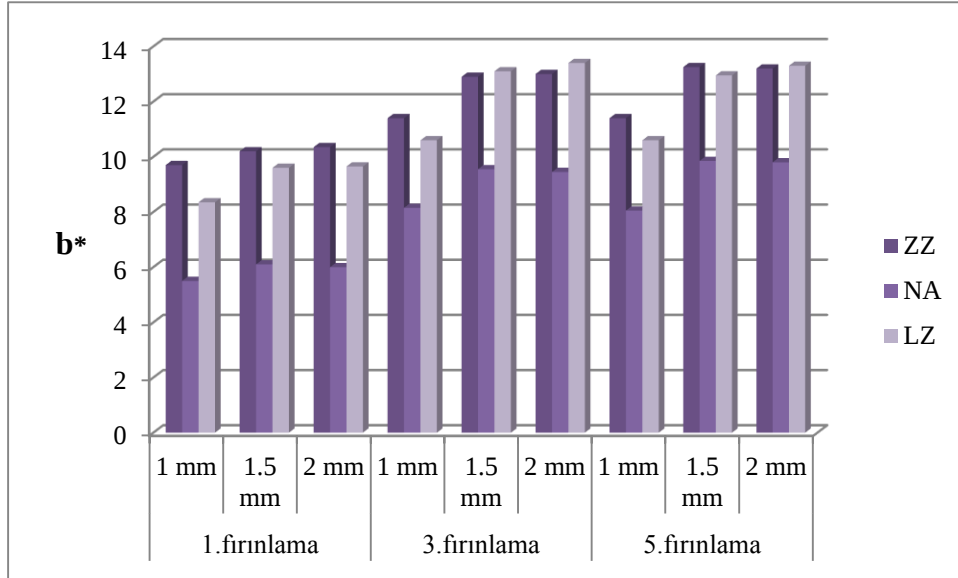
ZZ, NA ve LZ sistemleri içerisinde kalınlık arttıkça b^* değeri artış göstermiştir (Şekil 25). Ancak bu artış istatistiksel olarak anlamlı değildir.



Şekil 25. Sistemler içerisinde kalınlık değişimine göre b^* değerleri arasındaki ilişki.

Sistemler arasında b^* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalarda Bonferroni Düzeltmeli Conover'ın Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi kullanılmıştır. 1.0 mm kalınlığındaki örneklerin 1.F, 3.F ve 5.F a^* değerleri karşılaştırıldığında ZZ ile NA, ZZ ile LZ ve NA ile LZ arasında, 1.5 mm kalınlığındaki örneklerin 1.F b^* değerleri karşılaştırıldığında ZZ ile NA, ZZ ile LZ ve NA ile LZ arasında, 3.F ve 5.F b^* değerleri karşılaştırıldığında ZZ ile NA ve NA ile LZ arasında, 2.0 mm kalınlığındaki örneklerin 1.F ve 3.F b^* değerleri karşılaştırıldığında ZZ ile NA, ZZ ile LZ ve NA ile LZ arasında, 5.F b^* değerleri karşılaştırıldığında ZZ ile NA ve NA ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 28,

Şekil 26). Sistemler içerisinde en yüksek b^* değerine sahip sistem ZZ sistemi, en düşük b^* değerine sahip sistem NA sistemidir. b^* değerindeki azalma en fazla LZ sisteminde görülürken, ZZ sisteminde en az azalma görülmüştür.



Şekil 26. Farklı porselen kalınlığı içerisinde sistemlere göre b^* değerleri arasındaki ilişki.

6.2.2. ΔE Değerleri

Firinlama sayılarına göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri, Std. Sapma'ları ve klinik eşleşme başarıları Tablo 29'da verilmiştir. Elde edilen ortalama ΔE değerleri, O'Brien'in (27) klinik eşleşme tolerans eşik değerleri tablosuna göre sınıflandırılmıştır. Tablo da bulunan 3.-5.F ΔE hesaplamasına göre renk değişimi çok az olduğundan sadece rakamsal olarak gösterilmiş olup, klinik renk eşleşmesi yanıltıcı olduğundan belirtilmemiştir.

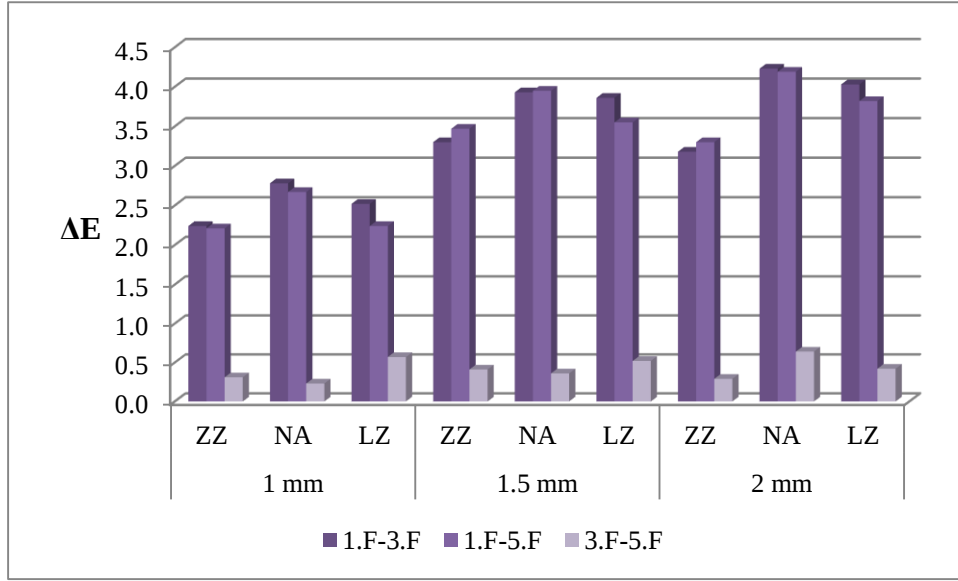
Firinlamalar sonrası meydana gelen renk değişikliğini sistemler arasında karşılaştırmak için Bonferroni Düzeltmeli Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Tablo 30). Ancak firinlama sayısı arttıkça ΔE değerleri artmış, en az renk değişikliği gösteren sistem ZZ sistemi, en fazla renk değişikliği gösteren sistem ise NA sistemi olmuştur (Şekil 27).

Firinlama sayılarına göre elde edilen ortalama renk farkı değerleri kalınlık değişimine göre karşılaştırılmasında Bonferroni Düzeltmeli Kruskal Wallis testi

kullanılmıştır. ZZ sistemi içerisinde kalınlık artışıyla birlikte ΔE değeri artmıştır ancak bu istatistiksel olarak anlamlı değildir. NA ve LZ sisteminde 1.F-3.F ve 1.F-5.F geçişlerinde kalınlık artışıyla ΔE 'nin artması istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.001$) (Tablo 31).

Tablo 29. Fırınlama sayılarına göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri.

ΔE				
	N	Ortalama	Std. Sapma	Renk eşleşmesi
ZZ 1.0 mm				
1.-3.F	10	2.24	0.56	Klinik olarak kabul edilebilir
1.-5.F	10	2.21	0.70	Klinik olarak kabul edilebilir
3.-5.F	10	0.31	0.13	
ZZ 1.5 mm				
1.-3.F	10	3.30	0.83	Klinik olarak kabul edilebilir
1.-5.F	10	3.47	0.68	Klinik olarak kabul edilebilir
3.-5.F	10	0.41	0.23	
ZZ 2.0 mm				
1.-3.F	10	3.18	1.27	Klinik olarak kabul edilebilir
1.-5.F	10	3.30	1.23	Klinik olarak kabul edilebilir
3.-5.F	10	0.29	0.35	
NA 1.0 mm				
1.-3.F	10	2.78	0.31	Klinik olarak kabul edilebilir
1.-5.F	10	2.67	0.36	Klinik olarak kabul edilebilir
3.-5.F	10	0.23	0.08	
NA 1.5 mm				
1.-3.F	10	3.93	0.54	Uyumsuz
1.-5.F	10	3.95	0.53	Uyumsuz
3.-5.F	10	0.36	0.28	
NA 2.0 mm				
1.-3.F	10	4.23	0.30	Uyumsuz
1.-5.F	10	4.19	0.23	Uyumsuz
3.-5.F	10	0.64	0.36	
LZ 1.0 mm				
1.-3.F	10	2.52	0.55	Klinik olarak kabul edilebilir
1.-5.F	10	2.24	0.53	Klinik olarak kabul edilebilir
3.-5.F	10	0.57	0.23	
LZ 1.5 mm				
1.-3.F	10	3.86	0.32	Uyumsuz
1.-5.F	10	3.55	0.43	Uyumsuz
3.-5.F	10	0.52	0.20	
LZ 2.0 mm				
1.-3.F	10	4.03	0.44	Uyumsuz
1.-5.F	10	3.82	0.46	Uyumsuz
3.-5.F	10	0.42	0.09	



Şekil 27. Sistemlerin fırınlama sayılarına göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 30. Porselen kalınlığı sabit tutulduğunda ΔE ölçümleri yönünden ZZ, NA ve LZ sistemleri arasında yapılan karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

ΔE	1.0 mm	1.5 mm	2.0 mm
1.F-3.F	p=0.0147	p=0.0237	p=0.0083
1.F-5.F	p=0.0735	p=0.0302	p=0.0052
3.F-5.F	p=0.0290	p=0.2944	p=0.0206

* : göre $p < 0.001$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Tablo 31. ZZ, NA ve LZ sistemleri sabit tutulduğunda ΔE ölçümleri yönünden porselen kalınlıkları arasında yapılan karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

ΔE	ZZ	NA	LZ
1.F-3.F	p=0.0130	p<0.0001*	p<0.0001*
1.F-5.F	p=0.0118	p<0.0001*	p<0.0001*
3.F-5.F	p=0.5748	p=0.0047	p=0.3912

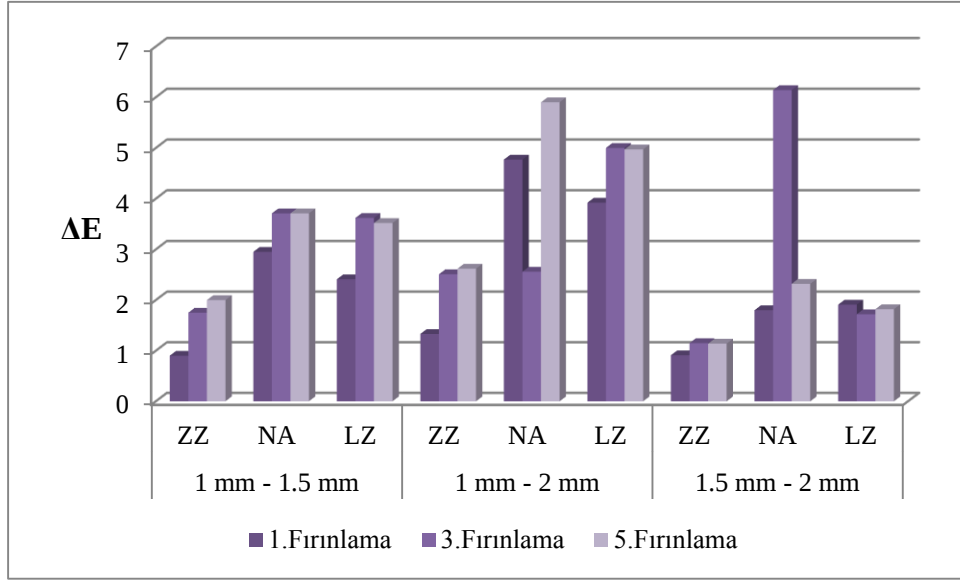
* : $p < 0.0001$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Porselen kalınlığı değişimine göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri, Std. Sapma'ları ve klinik eşleşme başarıları tablo 32'de verilmiştir (Şekil 28). Elde edilen ortalama ΔE değerleri, O'Brien'ın (27) klinik eşleşme tolerans eşik değerleri tablosuna göre sınıflandırılmıştır.

Kalınlık değişimine göre hesaplanmış olan renk farkları markalar arasında karşılaştırma (Tablo 33) Bonferroni Düzeltmeli Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır; 1.F 1.0 mm-1.5 mm ΔE değerleri ve 1.0 mm-2.0 mm ΔE değerleri tüm markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığa sahiptir ($p<0.001$). 3.F 1.0 mm-1.5 mm ΔE açısından ZZ ve NA arasında ve ZZ ve LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0.001$). 3.F 1.0 mm-2.0 mm ΔE açısından ZZ ile LZ arasında ve NA ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0.001$). 3F 1.5 mm-2.0 mm ΔE açısından ZZ ile NA arasında, ZZ ile LZ arasında ve NA ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0.001$). 5.F 1.0 mm-1.5 mm ΔE açısından ZZ ile NA arasında ve ZZ ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0.001$). 5.F 1.0 mm-2.0 mm ΔE açısından ZZ ile NA arasında, ZZ ile LZ arasında ve NA ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0.001$). 5.F 1.5 mm-2.0 mm ΔE açısından ZZ ile NA arasında, ZZ ile LZ arasında ve NA ile LZ istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0.05$). Porselen kalınlığına bağlı renk değişikliği açısından en az ZZ sistemi, en fazla NA sistemi etkilenmiştir.

Tablo 32. Porselen kalınlığı değişimine göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri.

ΔE	N	Ortalama	Std. Sapma	Renk eşleşmesi
ZZ 1.F				
1.0 mm - 1.5 mm	10	0.90	1.16	Mükemmel
1.0 mm - 2.0 mm	10	1.33	0.87	İyi
1.5 mm - 2.0 mm	10	0.91	0.78	Mükemmel
ZZ 3.F				
1.0 mm - 1.5 mm	10	1.75	0.25	İyi
1.0 mm - 2.0 mm	10	2.51	0.24	Klinik olarak kabul edilebilir
1.5 mm - 2.0 mm	10	1.15	0.40	İyi
ZZ 5.F				
1.0 mm - 1.5 mm	10	2.00	0.32	İyi
1.0 mm - 2.0 mm	10	2.62	0.24	Klinik olarak kabul edilebilir
1.5 mm - 2.0 mm	10	1.14	0.18	İyi
NA 1.F				
1.0 mm - 1.5 mm	10	2.95	0.45	Klinik olarak kabul edilebilir
1.0 mm - 2.0 mm	10	4.77	0.41	Uyumsuz
1.5 mm - 2.0 mm	10	1.80	0.40	İyi
NA 3.F				
1.0 mm - 1.5 mm	10	3.71	0.47	Uyumsuz
1.0 mm - 2.0 mm	10	2.56	0.65	Klinik olarak kabul edilebilir
1.5 mm - 2.0 mm	10	6.14	0.52	Uyumsuz
NA 5.F				
1.0 mm - 1.5 mm	10	3.71	0.47	Uyumsuz
1.0 mm - 2.0 mm	10	5.90	0.43	Uyumsuz
1.5 mm - 2.0 mm	10	2.32	0.50	Klinik olarak kabul edilebilir
LZ 1.F				
1.0 mm - 1.5 mm	10	2.41	0.30	Klinik olarak kabul edilebilir
1.0 mm - 2.0 mm	10	3.92	1.21	Uyumsuz
1.5 mm - 2.0 mm	10	1.91	0.23	İyi
LZ 3.F				
1.0 mm - 1.5 mm	10	3.62	0.54	Uyumsuz
1.0 mm - 2.0 mm	10	5.00	0.60	Uyumsuz
1.5 mm - 2.0 mm	10	1.72	0.34	İyi
LZ 5.F				
1.0 mm - 1.5 mm	10	3.52	0.39	Uyumsuz
1.0 mm - 2.0 mm	10	4.97	0.44	Uyumsuz
1.5 mm - 2.0 mm	10	1.82	0.27	İyi



Şekil 28. Sistemlerin porselen kalınlığı değişimine göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 33. Fırınlama sayısı sabit tutulduğunda porselen kalınlığı değişimine göre ΔE ölçümleri yönünden ZZ, NA ve LZ sistemleri arasında yapılan karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

ΔE	1.F	3.F	5.F
1.0 mm-1.5 mm	p=0.0003*	p<0.0001*	p<0.0001*
1.0 mm- 2.0 mm	p<0.0001*	p<0.0001*	p<0.0001*
1.5 mm-2.0 mm	p=0.0320	p<0.0001*	p<0.0001*

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

6.3. Yaşlandırma Sonrası Bulguları

Örneklere uygulanmış olan hızlı yaşlandırma prosedürünün etkisini yorumlamak için 1. fırınlama sonrası yapılan ölçümler(Yaşlandırma öncesi=YÖ) ile yaşlandırma sonrası(YS) yapılan ölçümler karşılaştırılmıştır.

6.3.1. YS KO Bulguları;

YÖ ve YS KO ortalama ve Std.Sapma'ları Tablo 34'te belirtilmiştir (Şekil 29). KO bulguları değerlendirildiğinde yaşlandırma sonrası tüm gruplarda KO artmış yani opaklık artmıştır. Ancak bu durum istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 35). KO değerlerinin analizinde Bonferroni Düzeltmeli Wilcoxon İşaret Testi kullanılmıştır ($p<0.001$).

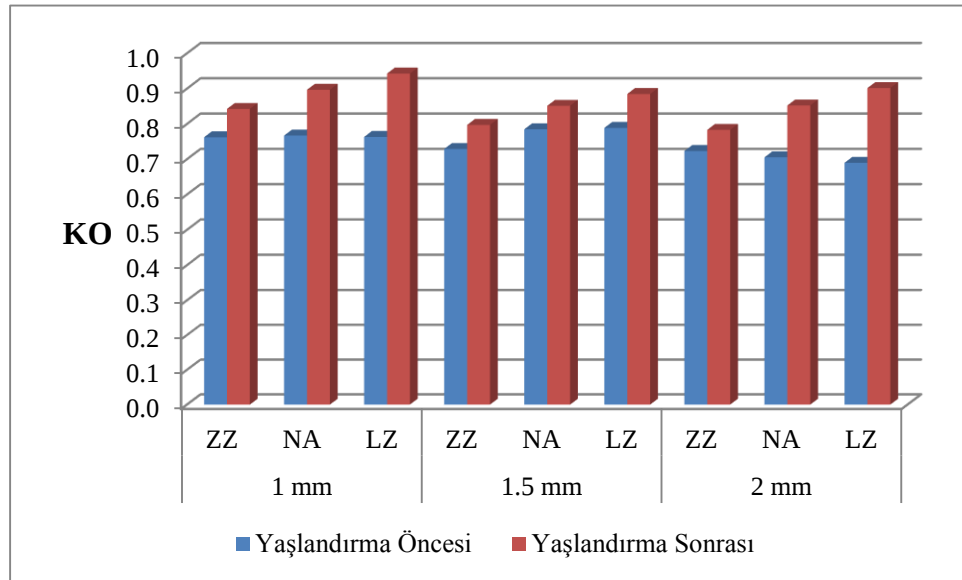
Tablo 34. YÖ ve YS KO değerleri.

KO	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ - 1.0 mm						
YÖ	10	0.76	0.02	0.76	0.74	0.80
YS	10	0.84	0.01	0.84	0.82	0.85
ZZ - 1.5 mm						
YÖ	10	0.77	0.01	0.77	0.75	0.78
YS	10	0.90	0.00	0.90	0.89	0.90
ZZ - 2.0 mm						
YÖ	10	0.76	0.02	0.76	0.73	0.80
YS	10	0.94	0.04	0.94	0.82	1.00
NA - 1.0 mm						
YÖ	10	0.73	0.01	0.73	0.72	0.74
YS	10	0.80	0.01	0.80	0.78	0.83
NA - 1.5 mm						
YÖ	10	0.79	0.02	0.78	0.75	0.81
YS	10	0.85	0.01	0.85	0.84	0.86
NA - 2.0 mm						
YÖ	10	0.77	0.04	0.79	0.71	0.81
YS	10	0.89	0.01	0.88	0.87	0.91
LZ - 1.0 mm						
YÖ	10	0.72	0.01	0.72	0.71	0.74
YS	10	0.78	0.01	0.78	0.77	0.81
LZ - 1.5 mm						
YÖ	10	0.70	0.01	0.71	0.68	0.71
YS	10	0.85	0.01	0.85	0.85	0.87
LZ - 2.0 mm						
YÖ	10	0.67	0.04	0.69	0.60	0.71
YS	10	0.90	0.01	0.90	0.88	0.91

Tablo 35. YÖ ve YS KO değerlerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

KO		YÖ-YS
ZZ	1.0 mm	p=0.005
	1.5 mm	p=0.005
	2.0 mm	p=0.005
NA	1.0 mm	p=0.005
	1.5 mm	p=0.005
	2.0 mm	p=0.005
LZ	1.0 mm	p=0.005
	1.5 mm	p=0.005
	2.0 mm	p=0.005

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 29. YÖ ve YS KO değerleri arasındaki ilişki.

Sistemler arası YS KO değerleri Bonferroni Düzeltmeli Conover'ın Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılmıştır. Porselen kalınlığı 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm olan örnekler karşılaştırıldığında ZZ ile NA ve ZZ ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü (p<0.001) (Tablo 36).

Tablo 36. YS KO değerlerinin sistemler arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

KO	ZZ-NA	ZZ-LZ	NA-LZ
1.0 mm	p<0.001*	p<0.001*	p=0.007
1.5 mm	p<0.001*	p<0.001*	p=0.349
2.0 mm	p<0.001*	p<0.001*	p=0.005

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Tüm sistemler içerisinde porselen kalınlığına bağlı KO değeri karşılaştırması Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılmıştır. Sistemler içerisinde porselen kalınlığı arttıkça KO değeri artmıştır. ZZ, NA ve LZ sistemleri içerisinde 1.0 mm ile 1.5 mm, 1.0 mm ile 2.0 mm ve 1.5 mm ile 2.0 mm arasında, istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü (p<0.001) (Tablo 37).

Tablo 37. YS KO değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

KO	1.0-1.5 mm	1.0-2.0 mm	1.5-2.0 mm
ZZ	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*
NA	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*
LZ	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

6.3.2. YS TP Bulguları;

YÖ ve YS TP ortalama ve Std.Sapma'ları Tablo 38'de belirtilmiştir (Şekil 30). TP bulguları değerlendirildiğinde yaşlandırma sonrası tüm gruplarda TP azalmış yani translüsensi azalmıştır. Ancak bu durum istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 39). TP değerlerinin analizinde Bonferroni Düzeltmeli Wilcoxon İşaret Testi kullanılmıştır ($p<0.001$).

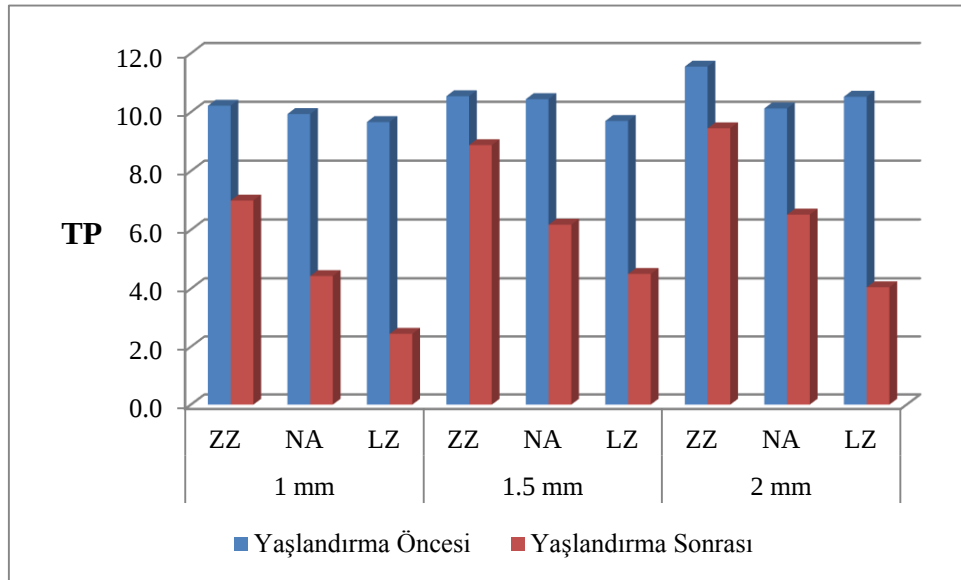
Tablo 38. YÖ ve YS TP değerleri.

TP	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ - 1.0 mm						
YÖ	10	9.91	0.76	10.22	8.66	11.08
YS	10	7.06	0.37	7.00	6.54	7.93
ZZ - 1.5 mm						
YÖ	10	9.86	0.84	9.94	8.52	11.38
YS	10	4.46	0.15	4.43	4.21	4.67
ZZ - 2.0 mm						
YÖ	10	9.59	0.73	9.66	8.47	10.67
YS	10	2.53	0.28	2.45	2.10	2.97
NA - 1.0 mm						
YÖ	10	10.43	0.45	10.54	9.75	11.11
YS	10	8.88	0.48	8.88	7.78	9.43
NA - 1.5 mm						
YÖ	10	10.53	0.70	10.44	9.30	11.53
YS	10	6.21	0.29	6.18	5.75	6.63
NA - 2.0 mm						
YÖ	10	9.92	0.83	9.70	8.79	11.71
YS	10	4.53	0.40	4.50	3.75	5.06
LZ - 1.0 mm						
YÖ	10	11.47	0.38	11.55	10.94	12.03
YS	10	9.58	0.51	9.45	8.56	10.37
LZ - 1.5 mm						
YÖ	10	10.10	0.12	10.12	9.87	10.25
YS	10	6.43	0.38	6.52	5.81	6.81
LZ - 2.0 mm						
YÖ	10	10.34	0.73	10.52	9.11	11.52
YS	10	4.19	0.49	4.05	3.73	5.29

Tablo 39. YÖ ve YS TP değerlerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

TP	YÖ-YS
ZZ	1.0 mm p=0.005
	1.5 mm p=0.005
	2.0 mm p=0.005
NA	1.0 mm p=0.005
	1.5 mm p=0.005
	2.0 mm p=0.005
LZ	1.0 mm p=0.005
	1.5 mm p=0.005
	2.0 mm p=0.005

* : $p < 0.001$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 30. YÖ ve YS TP değerleri arasındaki ilişki.

Sistemler arası YS TP değerleri Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılmıştır. Porselen kalınlığı 1.0 mm olan örnekler karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p > 0.001$). Porselen kalınlığı 1.5 mm olan örneklerde ZZ ile NA, ZZ ile LZ arasında ve NA ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p < 0.001$). Porselen kalınlığı 2.0 mm olan örneklerde ZZ ile NA ve ZZ ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p < 0.001$) (Tablo 40).

Tablo 40. YS TP değerlerinin sistemler arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

TP	ZZ-NA	ZZ-LZ	NA-LZ
1.0 mm	-	-	-
1.5 mm	p=0.0008*	p<0.0001*	p=0.0006*
2.0 mm	p<0.0001*	p<0.0001*	p=0.0028

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Tüm sistemler içerisinde porselen kalınlığına bağlı TP değeri karşılaştırması Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılmıştır. Sistemler içerisinde porselen kalınlığı arttıkça TP değeri azalmıştır. ZZ, NA ve LZ sistemleri içerisinde 1.0 mm ile 1.5 mm, 1.0 mm ile 2.0 mm ve 1.5 mm ile 2.0 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü (p<0.005) (Tablo 41).

Tablo 41. YS TP değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

TP	1-1.5 mm	1-2.0 mm	1.5-2.0 mm
ZZ	p<0,0001*	p<0,0001*	p=0,0003*
NA	p=0,0001*	p<0,0001*	p<0,0012*
LZ	p<0,0001*	p<0,0001*	p<0,0001*

* : p<0.005 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

6.3.3. YS L* Bulguları;

YÖ ve YS L* değeri ortalama ve Std.Sapma'ları Tablo 42'de belirtilmiştir (Şekil 31). L* bulguları değerlendirildiğinde yaşlandırma sonrası tüm gruplarda L* değeri azalmıştır. Ancak bu durum istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 43). L* değerlerinin analizinde Bonferroni Düzeltmeli Wilcoxon İşaret Testi kullanılmıştır ($p<0.001$).

YS L* değerlerinin sistemler arası karşılaştırılmasında Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi kullanılmıştır. Porselen kalınlığı 1.0 mm ve 1.5 mm olan örneklerde ZZ ile NA, ZZ ile LZ ve NA ile LZ arasında, 2.0 mm olan örneklerde ZZ ile LZ ve NA ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0.005$) (Tablo 44). En az azalma gösteren sistem LZ sistemi, en fazla azalma gösteren sistem ise ZZ sistemi olmuştur. L* değeri açısından yaşlandırmadan en az etkilenen sistem LZ sistemi olmuştur ($p<0.005$).

YS L* değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılmasında Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi kullanılmıştır. ZZ sistemi içerisinde 1.0 mm ile 1.5 mm ve 1.0 mm ile 2.0 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0.0001$). NA ve LZ sistemlerinde porselen kalınlıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi (Tablo 45). Porselen kalınlığı arttıkça L* değeri daha az azalmıştır. Porselen kalınlığı ne kadar yüksekse L* değeri yaşlandırmadan o kadar az etkilenmiş ($p<0.0001$).

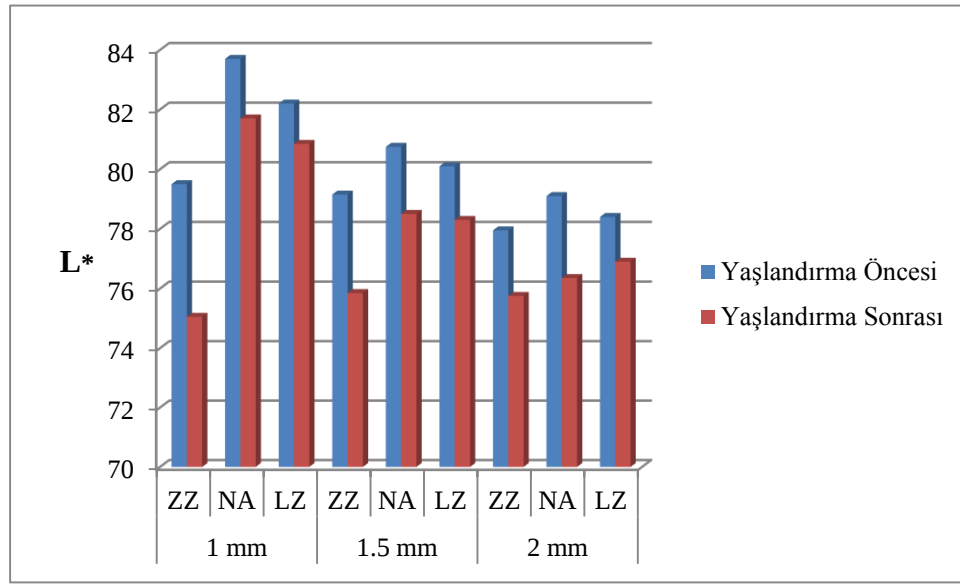
Tablo 42. YÖ ve YS L* değerleri.

L*	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ - 1.0 mm						
YÖ	10	79.43	0.49	79.50	78.30	80.00
YS	10	74.96	0.42	75.05	74.20	75.60
ZZ - 1.5 mm						
YÖ	10	78.84	1.02	79.15	76.00	79.50
YS	10	75.81	0.25	75.85	75.20	76.00
ZZ - 2.0 mm						
YÖ	10	77.93	0.76	77.95	76.80	78.80
YS	10	75.64	0.26	75.75	75.10	75.90
NA - 1.0 mm						
YÖ	10	83.74	0.32	83.70	83.20	84.30
YS	10	81.67	0.32	81.70	81.20	82.20
NA - 1.5 mm						
YÖ	10	80.80	0.34	80.75	80.30	81.20
YS	10	78.45	0.41	78.50	77.80	79.00
NA - 2.0 mm						
YÖ	10	79.08	0.18	79.10	78.90	79.40
YS	10	76.29	0.30	76.35	75.70	76.70
LZ - 1.0 mm						
YÖ	10	81.74	1.37	82.20	77.90	82.50
YS	10	80.56	0.64	80.85	79.10	81.10
LZ - 1.5 mm						
YÖ	10	80.12	0.21	80.10	79.80	80.50
YS	10	78.42	0.27	78.30	78.00	78.90
LZ - 2.0 mm						
YÖ	10	78.33	0.25	78.40	78.00	78.70
YS	10	76.92	0.23	76.90	76.60	77.20

Tablo 43. YÖ ve YS L* değerleri karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

L*	YÖ-YS
ZZ	1.0 mm p=0.005
	1.5 mm p=0.005
	2.0 mm p=0.005
NA	1.0 mm p=0.005
	1.5 mm p=0.005
	2.0 mm p=0.005
LZ	1.0 mm p=0.017
	1.5 mm p=0.005
	2.0 mm p=0.005

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 31. YÖ ve YS L* değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 44. YS L* değerlerinin sistemler arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

L*	ZZ-NA	ZZ-LZ	NA-LZ
1.0 mm	p<0.0001*	p<0.0001*	p<0.0019*
1.5 mm	p=0.0016*	p<0.0001*	p=0.0013*
2.0 mm	p<0.0198	p=0.0001*	p=0.0001*

* : p<0.005 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Tablo 45. YS L* değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

L*	1.0-1.5 mm	1.0-2.0 mm	1.5-2.0 mm
ZZ	p<0,0001*	p<0,0001*	p=0,0048
NA	-	-	-
LZ	-	-	-

* : p<0.0001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

6.3.4. YS a* Bulguları;

YÖ ve YS a* değeri ortalama ve Std.Sapma'ları Tablo 46'da belirtilmiştir (Şekil 32). a* bulguları değerlendirildiğinde yaşlandırma sonrası tüm gruplarda a* değeri artmış, örnekler yeşil tondan kırmızı tona yaklaşmıştır. Ancak bu durum istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 47). a* değerlerinin analizinde Bonferroni Düzeltmeli Wilcoxon İşaret Testi kullanılmıştır (p<0.001).

YS a* değerlerinin sistemler arası karşılaştırılmasında Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi kullanılmıştır. Porselen kalınlığı 1.0 mm ve 2.0 mm olan örneklerde ZZ ile NA ve ZZ ile LZ arasında, 1.5 mm olan örneklerde ZZ ile NA, ZZ ile LZ ve NA ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü (p<0.001) (Tablo 48). En az artış gösteren sistem LZ sistemi, en fazla artış gösteren sistem ise ZZ sistemi olmuştur (p<0.0001). a* değeri açısından yaşlandırmadan en az etkilenen sistem LZ sistemi olmuştur.

YS a* değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılmasında Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi kullanılmıştır. ZZ sistemi içerisinde 1.0 mm ile 1.5 mm, 1.0 mm ile 2.0 mm ve 1.5 mm ile 2.0 mm arasında, NA sistemi içerisinde 1.0 mm ile 2.0 mm ve 1.5 mm ile 2.0 mm arasında, LZ sistemi içerisinde 1.0 mm ile 1.5 mm ve 1.0 mm ile 2.0 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü (p<0.0001) (Tablo 49). Porselen kalınlığı ne kadar yüksekse a* değeri yaşlandırmadan o kadar az etkilenmiş. Porselen kalınlığının artmasıyla a* değerindeki artış azalmıştır (p<0.0001).

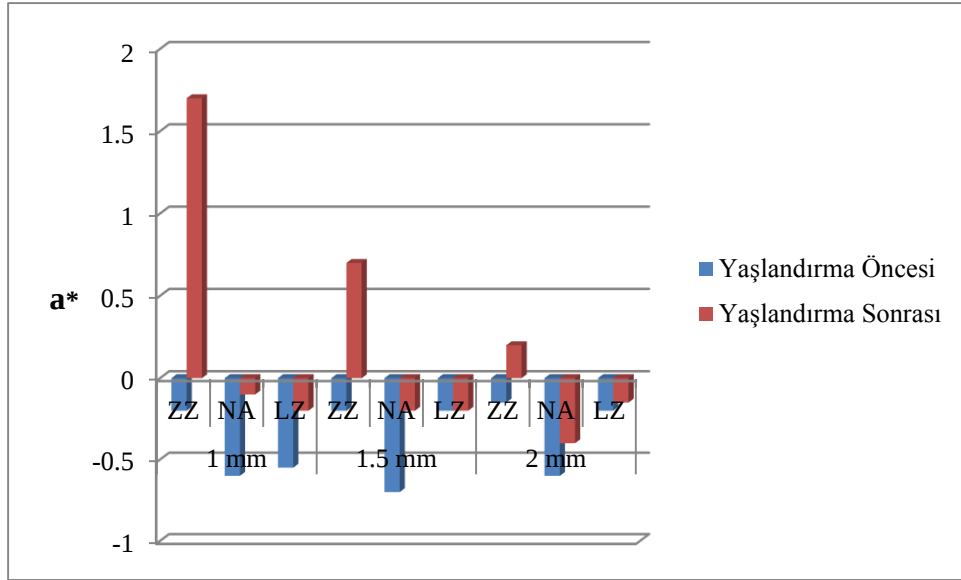
Tablo 46. YÖ ve YS **a*** değerleri.

a*	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ - 1.0 mm						
YÖ	10	-0.21	0.06	-0.20	-0.30	-0.10
YS	10	1.78	0.20	1.70	1.50	2.20
ZZ - 1.5 mm						
YÖ	10	-0.17	0.05	-0.20	-0.20	-0.10
YS	10	0.66	0.13	0.70	0.50	0.90
ZZ - 2.0 mm						
YÖ	10	-0.14	0.07	-0.15	-0.20	0.00
YS	10	0.19	0.14	0.20	0.00	0.40
NA - 1.0 mm						
YÖ	10	-0.60	0.05	-0.60	-0.70	-0.50
YS	10	-0.08	0.06	-0.10	-0.10	0.10
NA - 1.5 mm						
YÖ	10	-0.68	0.04	-0.70	-0.70	-0.60
YS	10	-0.24	0.05	-0.20	-0.30	-0.20
NA - 2.0 mm						
YÖ	10	-0.58	0.10	-0.60	-0.70	-0.40
YS	10	-0.40	0.14	-0.40	-0.70	-0.20
LZ - 1.0 mm						
YÖ	10	-0.50	0.17	-0.55	-0.70	-0.10
YS	10	-0.16	0.33	-0.20	-0.40	0.70
LZ - 1.5 mm						
YÖ	10	-0.24	0.05	-0.20	-0.30	-0.20
YS	10	-0.18	0.08	-0.20	-0.30	-0.10
LZ - 2.0 mm						
YÖ	10	-0.22	0.06	-0.20	-0.30	-0.10
YS	10	-0.15	0.05	-0.15	-0.20	-0.10

Tablo 47. YÖ ve YS a* değerleri karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

a*	YÖ-YS	
ZZ	1.0 mm	p=0.005
	1.5 mm	p=0.005
	2.0 mm	p=0.005
NA	1.0 mm	p=0.004
	1.5 mm	p=0.004
	2.0 mm	p=0.006
LZ	1.0 mm	p=0.007
	1.5 mm	p=0.034
	2.0 mm	p=0.020

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 32. YÖ ve YS a* değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 48. YS a* değerlerinin sistemler arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

a*	ZZ-NA	ZZ-LZ	NA-LZ
1.0 mm	p<0.0001*	p<0.0001*	p<0.0032
1.5 mm	p=0.0001*	p<0.0001*	p=0.0001*
2.0 mm	p<0.0001*	p=0.0001*	p=0.0032

* : p<0.0001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Tablo 49. YS a* değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

a*	1-1.5 mm	1-2.0 mm	1.5-2.0 mm
ZZ	p<0,0001*	p<0,0001*	p<0,0001*
NA	p=0.0076	p<0,0001*	p<0,0001*
LZ	p<0,0001*	p<0,0001*	p=0.9060

* : p<0.0001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

6.3.5. YS b* Bulguları;

YÖ ve YS b* değeri ortalama ve Std. Sapma'ları Tablo 50'de belirtilmiştir (Şekil 33). b* bulguları değerlendirildiğinde yaşlandırma sonrası tüm gruplarda b* değeri artmış, örneklerin rengi daha sarı tona yaklaşmıştır. Ancak bu durum istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 51). b* değerlerinin analizinde Bonferroni Düzeltmeli Wilcoxon İşaret Testi kullanılmıştır (p<0.001).

YS b* değerlerinin sistemler arası karşılaştırılmasında Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi kullanılmıştır. Porselen kalınlığı 1.0 mm olan örneklerde ZZ ile NA ve NA ile LZ arasında, 1.5 mm ve 2.0 mm olan örneklerde ZZ ile NA, ZZ ile LZ ve NA ile LZ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü (p<0.0001) (Tablo 52). b* değeri en fazla NA sisteminde, en az ZZ sisteminde artmıştır (p<0.0001). En az artış gösteren sistem ZZ sistemi, en fazla artış gösteren sistem ise NA sistemi olmuştur (p<0.0001). b* değeri açısından yaşlandırmadan en az etkilenen sistem ZZ sistemi olmuştur.

YS b* değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılmasında Bonferroni Düzeltmeli Conover'in Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi kullanılmıştır. ZZ sistemi içerisinde b* değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir. NA ve LZ sistemleri içerisinde 1.0 mm ile 1.5 mm ve 1.0 mm ile 2.0 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü (p<0.0001) (Tablo 53).

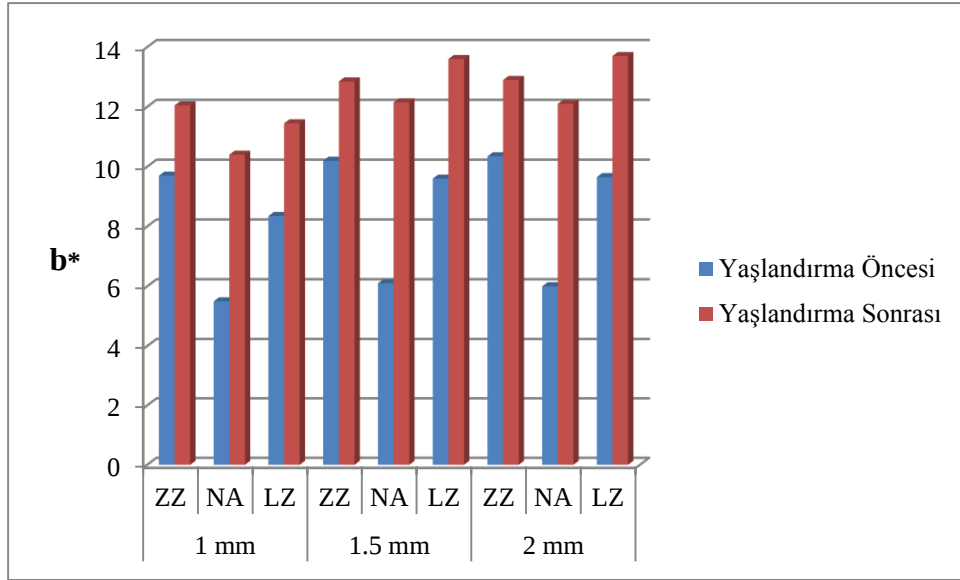
Tablo 50. YÖ ve YS **b*** değerleri.

b*	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
ZZ - 1.0 mm						
YÖ	10	9.82	0.41	9.70	9.30	10.50
YS	10	11.99	0.25	12.05	11.50	12.20
ZZ - 1.5 mm						
YÖ	10	10.45	0.86	10.20	9.80	12.70
YS	10	12.73	0.23	12.85	12.20	12.90
ZZ - 2.0 mm						
YÖ	10	10.72	1.02	10.35	9.50	12.50
YS	10	12.87	0.40	12.90	12.30	13.50
NA - 1.0 mm						
YÖ	10	5.58	0.29	5.50	5.30	6.20
YS	10	10.49	0.28	10.40	10.00	10.90
NA - 1.5 mm						
YÖ	10	6.13	0.44	6.10	5.70	7.10
YS	10	12.21	0.21	12.15	11.80	12.50
NA - 2.0 mm						
YÖ	10	5.96	0.31	6.00	5.40	6.50
YS	10	11.95	0.31	12.10	11.40	12.20
LZ - 1.0 mm						
YÖ	10	8.65	0.66	8.35	8.00	10.00
YS	10	11.46	0.23	11.45	11.10	11.80
LZ - 1.5 mm						
YÖ	10	9.63	0.35	9.60	9.00	10.20
YS	10	13.63	0.18	13.60	13.40	14.00
LZ - 2.0 mm						
YÖ	10	9.62	0.32	9.65	9.00	10.00
YS	10	13.69	0.12	13.70	13.50	13.80

Tablo 51. YÖ ve YS b* değerleri karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

b*	YÖ-YS	
ZZ	1.0 mm	p=0.005
	1.5 mm	p=0.007
	2.0 mm	p=0.011
NA	1.0 mm	p=0.005
	1.5 mm	p=0.005
	2.0 mm	p=0.005
LZ	1.0 mm	p=0.005
	1.5 mm	p=0.005
	2.0 mm	p=0.005

* : p<0.001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 33. YÖ ve YS b* değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 52. YS b* değerlerinin sistemler arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

b*	ZZ-NA	ZZ-LZ	NA-LZ
1.0 mm	p<0.0001*	p=0.0245	p<0.0001*
1.5 mm	p<0.0001*	p<0.0001*	p<0.0001*
2.0 mm	p<0.0001*	p<0.0001*	p<0.0001*

* : p<0.0001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Tablo 53. YS b* değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

b*	1-1.5 mm	1-2.0 mm	1.5-2.0 mm
ZZ	-	-	-
NA	p<0,0001*	p<0,0001*	p=0.4385
LZ	p<0,0001*	p<0,0001*	p=0.5721

* : p<0.0001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

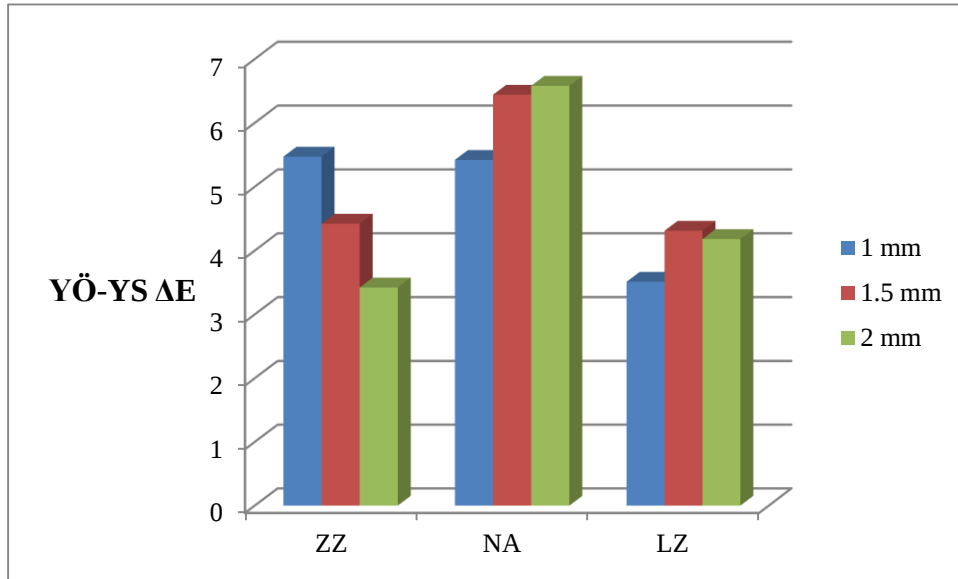
6.3.6. YS ΔE Bulguları;

Yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası $L^*a^*b^*$ değerleri kullanılarak hesaplanan ΔE ortalama değerleri ve Std. Sapma'ları Tablo 54'te belirtilmiştir (Şekil 34). ΔE değerlerinin karşılaştırmalı analizlerinde Bonferroni Düzeltmeli Conover'ın Parametrik Olmayan Çoklu Karşılaştırma testi kullanılmıştır. 1.0 mm kalınlığındaki örnekler sistemlere göre karşılaştırıldığında LZ sisteminin en düşük ΔE değerini göstermesi istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0.0001). 1.5 mm ve 2.0 mm kalınlığındaki örneklerde NA sistemi en yüksek ΔE değerini göstermiştir (p<0.0001) (Tablo 55). yaşlandırma sonrası ΔE açısından en fazla NA sistemi etkilenmiştir.

ZZ, NA ve LZ sistemleri içerisinde 1.0 mm ile 1.5 mm ve 1.0 mm ile 2.0 mm arasında, istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü (p<0.0001). ZZ sistemi içerisinde 1.0 mm kalınlığındaki örnekler en yüksek ΔE değerini gösterirken NA ve LZ sisteminde 1.0 mm kalınlığındaki örnekler en az ΔE değerlerini göstermiştir (Tablo 56).

Tablo 54. Yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası renk farkı (ΔE) değerleri.

YÖ-YS ΔE	N	Ortalama	Std. Sapma	Renk Eşleşmesi	
ZZ	1.0 mm	10	5.47	0.54	Uyumsuz
	1.5 mm	10	4.24	1.03	Uyumsuz
	2.0 mm	10	3.42	1.15	Klinik olarak kabul edilebilir
NA	1.0 mm	10	5.42	0.35	Uyumsuz
	1.5 mm	10	6.44	0.44	Uyumsuz
	2.0 mm	10	6.58	0.29	Uyumsuz
LZ	1.0 mm	10	3.51	0.70	Klinik olarak kabul edilebilir
	1.5 mm	10	4.31	0.33	Uyumsuz
	2.0 mm	10	4.18	0.38	Uyumsuz



Şekil 34. ΔE değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 55. YS ΔE değerlerinin sistemler arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

ΔE	ZZ-NA	ZZ-LZ	NA-LZ
1.0 mm	p=0.9250	p<0.0001*	p<0.0001*
1.5 mm	p<0.0001*	p=0.5100	p<0.0001*
2.0 mm	p<0.0001*	p=0.0160	p<0.0001*

* : p<0.0001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Tablo 56. YS ΔE değerlerinin porselen kalınlıkları arası karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri.

ΔE	1.0-1.5 mm	1.0-2.0 mm	1.5-2.0 mm
ZZ	$p<0.0001^*$	$p<0.0001^*$	$p=0.0550$
NA	$p<0.0001^*$	$p<0.0001^*$	$p=0.4810$
LZ	$p<0.0001^*$	$p<0.0001^*$	$p=0.5720$

* : $p<0.0001$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

7. TARTIŞMA ve SONUÇ

Estetiğin vazgeçilmez olduğu dental restorasyonlarda zirkonyumun yüksek dayanıklılığı, kimyasal stabilitesi ve estetik rengi CAD/CAM teknolojisi ile birleştiğinde mükemmel bir tercih haline gelmektedir. Zirkonyum alt yapıların estetik olmalarına rağmen opak ve beyazımsı görüntüleri istenmeyen bir özelliktir. Alt yapı üzerine porselen uygulanmadan önce opak görüntünün maskelenmesi için astar materyalleri kullanılabilir. Ancak astar materyalleri restorasyonun transparanlığını etkiler ve kliniksel olarak yapılması gereken diş preparasyon miktarını artırır (110). Ayrıca astar materyalleri zirkonya-üst yapı porseleni arasındaki bağlantıyı zayıflatır ve yüzeyler arası başarısızlık ihtimalini artırır (111).

Daha doğal ve uygun bir renkte görünmesi için zirkonyum alt yapılar renklendirilmektedirler (112). Renklendirme işlemleri yüksek sıcaklıklarda sinterlenmeden önce Y-TZP tozuna metal oksitlerin eklenmesi (4) veya freze edilmiş restorasyonların, sinterleme öncesindeki aşamada, eser elementlerin klorid solüsyonlarına infiltre edilmesi (5) şeklinde yapılmaktadır. Bu amaçla seryum, bizmut, demir veya bu metal tuzlarının kombinasyonları kullanılmaktadır (37). Renklendirilmiş zirkonyanın avantajlarından biri beyaz renkte olan zirkonya alt yapıyı maskelemek için gerekli olan üst yapı porselen miktarının azalmış olmasıdır (113). Ayrıca gingival marjin ve sınırlı interoklüzal mesafe gibi, alt yapı materyali ve üst yapı porseleni için yeterli yer olmadığı durumlarda, amaçlanan rengi elde etmeyi kolaylaştırmaktadır (114).

Alt yapı renklendirme tekniklerinin yapılan araştırmalar sonucunda zirkonya alt yapıların translüsensini etkilediği bildirilmiştir (3,115,116). Metal oksitlerin Y-TZP tozuna eklenerek yapılan renklendirmede doğal diş rengine daha yakın blok üretilmektedir (4). Renklendirme solüsyonlarının konsantrasyonları final rengi etkilerken, daldırma süresinin belirgin bir etkisi bulunmamaktadır (5). Bizim çalışmamızda kendinden renkli ve solüsyona daldırılarak renklendirilmiş zirkonyum bloklar kullanılmıştır. Noritake Alliance sisteminde kendinden renkli blok, Zirkozahn ve Lava Zirkonya sistemlerinde ise sinterleme öncesi renklendirme solüsyonu ile renklendirilmiş bloklar tercih edilmiştir. Lee ve ark. (117) zirkonya alt yapı rengi seçilirken Vita Klasik Renk Skalasına bağlı kalınsa bile markalar arasında mutlaka renk farkı olacağını bildirmişlerdir.

Literatür taranması yapıldığında tam seramik sistemlerin renk değişikliği ile ilgili pek çok araştırma yapıldığı görülmüştür. Ancak fırınlamanın, porselen kalınlığının, yaşlandırmanın zirkonyum alt yapı seramik sistemlerin final rengine ve translüsensine etkisinin hangi yönde olduğuna dair kapsamlı bilgiler henüz yoktur. Bu düşünce çalışmamızın amacını oluşturmuş ve farklı zirkonyum sistemleri kullanarak fırınlama, porselen kalınlık değişimi ve yaşlandırma sonrası meydana gelebilecek olası renk değişim değerleri araştırılmıştır.

Alt yapının translüsens özelliği estetiği sağlamada primer faktördür ve materyal seçiminde kritik bir önem taşımaktadır (118). Tam seramik restorasyonlarda yeterli direnci sağlamak için üreticiler belirli bir alt yapı kalınlığının altına inilmemesini önermektedir (91). Heffernan ve ark. (91) kor materyalinin kalınlığının translüsensiyi etkilediğini ve veneer seramiği ile kor materyalinin kalınlığının toplamının (119) restorasyonun final translüsensini belirlediğini rapor etmişlerdir. Bu konu ile ilgili yapılan çalışmalarda alt yapı ve üst yapı porseleninin kalınlığı ile restorasyon rengi arasında belirgin bir ilişki olduğu tespit edilmiştir (120-122). Baldissara ve ark. (123) aynı zirkonya tam seramik sisteminin (Lava, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) iki farklı kalınlıktaki (0.3 ve 0.5 mm) örneklerini değerlendirdiklerinde daha ince olan örneklerin translüsenslerinin daha fazla olduğunu belirlemişlerdir. Zirkonya alt yapı için üreticilerin önerdiği minimum kalınlık anterior için 0.3 mm, posterior için 0.5 mm'dir (124). Bu tez çalışmasında farklı alt yapı materyalleri arasında standardizasyonu sağlamak için, üreticilerin önerileri doğrultusunda, bütün örnekler klinik şartlara uygun olarak 0.5 mm kalınlığında hazırlanmıştır.

Bir çok seramik kron için tavsiye edilen en düşük kron kalınlığı 1.5 mm'dir (117). Örneklere uygulanacak olan üst yapı porseleninin kalınlığı belirlenirken, tam seramik sistemlerin renk ve translüsensi özelliklerini inceleyen diğer çalışmalar (125-129) da göz önünde bulundurularak, üst yapı porselen kalınlığı 0.5, 1.0 ve 1.5 mm olacak şekilde 3 farklı kalınlıkta örnekler hazırlanmıştır.

Dental seramiklerin translüsenslerinin değerlendirilmesinde üç geleneksel yöntem kullanılmaktadır; direkt ışık geçişinin ölçülmesi, dağılan ışık da dahil olmak üzere toplam ışık geçişinin ölçülmesi ve spektral yansımanın tespit edilmesi (130). Bu çalışmada translüsensi değerlendirmesi için kullanılan kontrast oran (KO) ve

translüsensi parametresi (TP) yöntemlerinde spektral yansıma tespit edilmektedir. KO yöntemi translüsensi değerlendirmeleri için kullanılan en yaygın yöntemdir ve literatürde dişlerin ve restoratif materyallerin translüsenslerini karşılaştırmak için sıkça kullanılmaktadır (90,91,131-138).

Translüsens parametresi de birçok çalışmada dental restoratif materyallerin translüsenslerini değerlendirmek amaçlı kullanılmıştır (88,130,139-148). Johnston ve ark. (88) tarafından tanıtılan yöntem, spektral yansıma yönteminin bir modifikasyonudur (130). Johnston ve ark. (88) translüsensi kıyaslamaları için TP'nin kullanımı ile translüsensi spektrumunun tek bir parametreye indirgenmesinin, KO ölçümlerine göre daha basit bir yöntem olduğunu ileri sürmektedir. Bu tez çalışmasında tam seramik sistemlerinin translüsensi bulgularını yorumlamak için KO ve TP beraber değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda değerlendirilen zirkonya alt yapılardan farklı yöntemle renklendirilmiş Noritake Alliance (NA) sisteminin translüsensi diğer sistemlerin translüsensi ile karşılaştırıldığında birbirlerine olan üstünlüklerinden bahsedilememektedir. Lava Zirkonya (LZ) sistemi en translüent gruptur. Yani en düşük KO ve en yüksek TP değerlerine sahiptir. Zirkonzahn (ZZ) sistemi ise en az translüent gruptur. Literatürde NA ve ZZ sistemlerinin translüsensi özelliklerini değerlendiren araştırma bulunmamaktadır. Baldissara ve ark. (123); farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan zirkonya alt yapıların translüsenslerinin karşılaştırıldığı bir araştırmalarında, 0.5 mm kalınlığındaki dört farklı marka arasında (DC Zircon, IPS e.max ZirCAD, VITA YZ, Lava Zircon) Lava Zirkonya sisteminin, bizim çalışmamızda olduğu gibi, en yüksek translüsensi değerine sahip sistem olduğunu rapor etmişlerdir.

Aynı yöntemle renklendirilmiş materyallerin translüsensleri arasındaki farklılıklar, seramiklerin kimyasal yapılarındaki farklılıklardan, farklı freze ve işlemlerin seramiklerin kristal yapılarında oluşturdukları etkilerden kaynaklanabilmektedir. Fazlar arasındaki düzensizlikler, tanecik sınırlarındaki defekt ve boşluklar, ışığın dalga boyundan daha büyük boyuttaki tanecikler, partiküllerin kimyasal yapısı ve kırılma indekslerinin farklılığı, polikristalin seramik materyallerde ışık dağılımına neden olan faktörlerdir (91,123). Işık dağılımının en az seviyede olması materyalin daha translüent olduğu anlamına gelir (123).

Casolso ve ark. (149) Y-TZP'nin transparan ve translüsent özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, kristallerin boyutlarının, görünür ışığın dalga boyundan belirgin derecede daha küçük olması durumunda, kristallerin ışıkla etkileşime girmeyeceklerini, buna bağlı olarak ışık dağılımının en az seviyede olacağını ve seramiğin daha translüsent görüneceğini bildirmiştir.

Zirkonyanın tanecik boyutunun küçültülerek translüsensinin geliştirilmesinin mümkün olduğu öne sürülmüştür (123). Sinterleme süresi, ısısı ve basıncı gibi zirkonyanın sinterleme koşullarının modifiye edilmesi ile tanecik boyutu değiştirilebilir (37,150). Tanecik boyutu dışında, sistemlerin translüsensi derecelerini etkileyen diğer faktörler ise taneciklerin ve tanecik sınırlarının boyutsal, yapısal ve kimyasal farklılıklarıdır. Bu farklılıklar daha fazla ışık absorpsiyonuna ve dağılımına neden olabilmektedir (149).

Alt yapının translüsensi üst yapı seramiğinin kalınlığından, renginden, yüzey özelliklerinden, alt yapı renklendirme tekniklerinden ve yapıştırma ajanının opasitesi ve renginden de etkilenmektedir (123).

Zirkonya alt yapıli seramik restorasyonlarda doğal görünümü yakalamak için farklı opasitede, renkte ve kalınlıkta porselen tabakaları kullanılmaktadır (120). Bu restorasyonların final rengini uygulanan porselenin opasitesi, rengi, kalınlığı ve porselen tabakalarının birleşimi belirler (79,90,126). Alt yapılar arasında translüsensi farkı olmamasına rağmen, üst yapı seramiği uygulanması sonrası fark oluşması, üst yapı seramiğinin etkisini göstermektedir. Üst yapı seramiği uygulandıktan sonra oluşan translüsensi farklılıkları, üst yapı seramiğinin kristal içeriğinin seramik sistemleri ve renkleri arasında farklılık göstermesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Porselen restorasyonun translüsensi ışık saçma özelliğine bağlıdır (151). Işığın saçılması ve yansıması artarsa materyal daha opak görünür. Işığın saçılması azalıp geçirgenliği artarsa materyalin translüsensi artar (152).

Yapılan bir çok çalışmada porselen tabaka kalınlığı arttıkça final rengin değiştiği ve porselen kalınlığı azaldıkça translüsensin arttığı rapor edilmiştir (79,120,121,126,153,154). Bu tez çalışmasında benzer şekilde kalınlığın azalmasıyla translüsensin arttığı bulunmuştur.

Antonson ve Anusavice porselen kalınlığının kontrast oran üzerine etkisine baktıkları çalışmalarında kontrast oranın kullanılan materyalin tipine bağılı olduğunu bulmuşlardır. Yazarlar translüsensin porselen kalınlığından etkilendiğini de rapor etmişlerdir (93).

Wang ve ark. (155) tarafından 2013 yılında yapılan; farklı kalınlıkların dental seramiklerin translüsensi çalışmasında, hem cam seramiklerde hem de zirkonya seramiklerde porselen kalınlığının artmasıyla TP değerinin azaldığı gösterilmiştir. Bu sonucu destekleyen bir diğer çalışma ise Yu ve ark. (144) dentin ve mine üzerinde yaptıkları translüsensi çalışmasıdır. TP değerinin kalınlıkla ters orantılı olduğunu savunan çalışma, KO ve TP arasında da ters orantı olduğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamız da bu sonucu destekler şekilde KO ve TP arasında ters orantı olduğu bulunmuştur.

Liu ve ark. KO değerinin 0.07'den büyük veya eşit olduğunda, çıplak gözle algılanabilir olduğunu rapor etmişlerdir (136).

Bahsi geçen araştırmaların sonuçlarına benzerlik gösteren bu tez çalışmasının KO ve TP bulguları sırasıyla yorumlanmıştır; alt yapıların KO değerleri karşılaştırıldığında en düşük KO değeri LZ sisteminde ($=0.68$), en yüksek KO değeri ZZ sisteminde ($=0.75$) bulunmuştur. Üst yapı seramiği uygulandıktan sonra en düşük KO değerini LZ sisteminde ($=0.66$), en yüksek KO değerini NA sistemi ($=0.78$) göstermiştir. Sistemler arası KO karşılaştırıldığında 1.0 mm kalınlığındaki tüm örneklerde 1., 3. ve 5. fırınlara göre sistemlerin KO değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. 1.5 mm kalınlığındaki örneklerde 1.F-5.F geçişinde ZZ-NA, ZZ-LZ ve NA-LZ arasında anlamlı bir fark vardır. 3.F-5.F geçişinde ZZ-LZ ve NA-LZ arasında anlamlı bir fark vardır. 2.0 mm kalınlığındaki örneklerde 1.F-5.F geçişinde ZZ-NA ve LZ-NA arasında, 3.F-5.F geçişinde ZZ-LZ ve NA-LZ arasında anlamlı bir fark vardır. Kalınlığın KO üzerine etkisi her sistemin kendi içerisinde değerlendirilmiştir. ZZ sistemi içerisinde 1.F-3.F geçişinde 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm arasında, 1.F-5.F geçişinde 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm, 1.5 mm-2.0 mm arasında, 3.F-5.F geçişinde 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm arasında anlamlı bir fark vardır. NA sistemi içerisinde 1.F-3.F geçişinde 1.0 mm-2.0 mm, 1.5 mm-2.0 mm arasında, 3.F-5.F geçişinde 1.0 mm-2.0 mm, 1.5 mm-2.0 mm arasında anlamlı fark vardır. LZ sistemi içerisinde 1.F-3.F, 1.F-5.F, 3.F-5.F geçişlerinin her birinde 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm, 1.5 mm-2.0

mm arasında anlamlı bir fark vardır. Üst yapı seramiği uygulandıktan sonra sistemlerin her birinde fırınlama sayısı arttığında KO artmış, kalınlık arttığında yine KO'ın arttığı görülmüştür.

Çalışmamızın TP değeri sonuçlarına bakıldığında LZ sistemi en yüksek TP değerine (=13.8) sahip, ZZ sistemi endüşük TP değerine (=11.63) sahip alt yapı olduğu görülmektedir. Üst yapı seramiği uygulandıktan sonra da bu durum değişmemiştir. Sistemler arası TP değeri karşılaştırıldığında 1.0 mm kalınlığındaki tüm örnekler içerisinde sadece 3.F-5.F geçişinde ZZ-NA, ZZ-LZ ve NA-LZ arasında fark olduğu görülmüştür. 1.5 mm kalınlığındaki örneklerde 1.F-3.F, 1.F-5.F geçişlerinde ZZ-LZ ve NA-LZ arasında anlamlı fark görülmüştür. 2.0 mm kalınlığındaki örneklerin TP değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur. Kalınlığın TP değeri üzerine etkisine bakıldığında ZZ sistemi içerisinde 1.F-3.F geçişinde 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm arasında, 1.F-5.F geçişinde 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm, 1.5 mm-2.0 mm arasında anlamlı fark vardır. NA sistemi içerisinde 1.F-3.F, 1.F-5.F geçişlerinde 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm arasında anlamlı fark vardır. LZ sistemi içerisinde 1.F-3.F geçişinde 1.0 mm-2.0 mm, 1.5 mm-2.0 mm arasında, 1.F-5.F geçişinde 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm, 1.5 mm-2.0 mm arasında anlamlı bir fark vardır. Çalışmamıza göre F sayısının ve kalınlığın artması TP değerini azaltmıştır.

Çalışmamızda değerlendirilen tüm sistemlerinin TP değerleri alt yapı örneklerine üst yapı seramiği uygulandığında önemli derecede azalmış, KO değerleri artmıştır. Bu bulgular önceden yapılmış benzer çalışmaların bulguları ile örtüşmektedir (90,119,121,156). Bu durumun muhtemel nedenleri, örnek kalınlığının artması, alt yapı ve üst yapı seramiği ara yüzeyindeki yansıma, tabakalar arasındaki porözite ve fırınlama işlemlerine bağlı olarak alt yapı materyallerinde oluşabilecek değişikliklerdir (119).

Tekrarlayan fırınlamanın metal-seramik sistemlerin rengi üzerine etkisinin incelendiği bazı çalışmalarda renk değişiminin hiç olmadığı bildirilmiştir (157-160). Barghi ve Goldberg (157) 1977 yılında tekrarlayan fırınlamanın porselen rengi üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, ilk beş fırınlama ile hiçbir renk değişikliğinin olmadığını, sonraki fırınlamaların ise çok az bir renk değişikliği oluşturduğunu bildirmişlerdir. Barghi ilerleyen yıllarda yaptığı farklı çalışmalarda 6 kez (158) ve 9 kez (160) yapılan fırınlamanın porselen rengi üzerine hiçbir değişiklik yapmadığını bulmuştur.

Yılmaz ve ark. (161) 2009 yılında fırınlamanın, farklı metal alaşımları üzerine uygulanmış olan opak porselende yapmış olduğu renk değişikliğini inceledikleri çalışmalarında; fırınlamanın çok az bir renk değişikliğine sebep olduğu, bu değerlerin de insan gözüyle algılanmadığı rapor edilmiştir ($\Delta E < 2.6$). Tekrarlayan fırınlama sonucu seramik alt yapılı restorasyonlar metal alt yapılı restorasyonlardan daha fazla renk değişimi göstermektedirler (11).

Tekrarlayan fırınlamanın seramik restorasyonların final rengini etkilediği bir çok çalışmada rapor edilmiştir (11,125,126,157,159,161-165). Uludağ ve ark. (125) tekrarlayan fırınlama sonrası renk değişikliğinin metal oksitin renk stabilitesine bağlı olabileceğini ve 5.F'da özellikle bir renk değişikliği olmakla birlikte daha sonraki fırınlamalarda renk değişikliğinin daha az olduğunu rapor etmişlerdir. Bazı çalışmalar metal oksitin renginin fırınlama ısısına bağlı olarak stabil kalmayacağını belirtmişler ve renk değişikliğini fırınlama ısısına bağlı olarak yüzeydeki renk pigmentlerinin bozulmasıyla açıklamışlardır (8-10). Crispin ve ark.(8) ile Lund ve Piotrowski (10) sarı ve turuncu renklerin en az stabil olan renkler olduğunu belirtmişlerdir. Mulla ve Weiner (9) mavi ve turuncu rengin fırınlama sonucu oluşan renkler olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca ilk fırınlama ile belirgin bir renk değişikliği olduğunu, takip eden fırınlamalar ile daha az renk değişikliği olduğunu bildirmişlerdir. Bu araştırmaların ışığında tez çalışmamızda örneklerimize en fazla 5 kez fırınlama yapılmıştır.

2007 yılında yapılan bir araştırmada (125) iki farklı seramik sisteminde fırınlama ve kalınlık değişiminin rengi nasıl etkilediği incelenmiştir. Porselen kalınlığının restorasyonun final rengini etkilediği, In-Ceram sisteminde kalınlığın artmasıyla L^* değerinin azaldığı, a^* ve b^* değerlerinin arttığını, IPS-Empress sisteminde L^* ve a^* değerlerinin azaldığı, b^* değerinin değişmediği rapor edilmiş. Kalınlığın artmasıyla her iki sistemde de ΔE artmış ancak $\Delta E < 1$ bulunmuştur. Tekrarlayan fırınlamanın $L^*a^*b^*$ değerlerini değiştirdiğini belirtmişlerdir. Çalışmalarına göre fırınlama sayısı arttıkça her iki sistemde de L^* değeri azalmış, a^* ve b^* değerleri artmıştır. Fırınlama sayısı ile ΔE artmıştır ancak IPS Empress örneklerde 3.-7. fırın geçişi hariç $\Delta E < 1$ bulunmuştur. $L^*a^*b^*$ parametrelerinin markalara göre farklılık göstereceğini bildiren çalışmaya benzer şekilde bizim çalışmamızda kalınlık artışı ile a^* değerlerinde markalar arası farklılık gözlenmiştir. Bu bağlamda kalınlık artışı ile a^* değeri NA sisteminde artmış, LZ sisteminde azalmış, ZZ sisteminde ise değişmemiştir.

Çelik ve ark. (163) 2008 yılında iki farklı renkte üst yapı porseleni uygulanmış zirkonya seramik sisteminin (DC-Zirkon) tekrarlayan fırınlama ile renk değişikliğini inceledikleri çalışmalarında, örnekleri 3, 5, 7 ve 9 kez fırınlanmışlardır. Fırınlama sayısının artmasıyla hem A1 hem de A3 rengindeki örneklerde L^* değeri artarken a^* değeri azalmış, b^* değeri A1 renginde değişmezken A3 renginde artmış olarak bulmuşlardır. Yine fırınlama sayısının artmasıyla renk değişikliğinin arttığını rapor etmişlerdir. Renk değişikliğini algılanabilir ($\Delta E > 1$) buldukları çalışmalarında en yüksek ΔE değerini ($=2.63$) A3 rengindeki örneklerin 3.-9. fırın geçişinde olduğunu bildirmişlerdir.

Öztürk ve ark. 2008 yılında fırınlama sayısının ve seramik kalınlığının iki seramik sistem (DC-Zirkon, IPS e-max Press) üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında fırınlama sayısı arttıkça L^* değerinin fark edilir biçimde arttığını bildirmişlerdir (126). Aynı çalışmada tekrarlayan fırınlamanın 0.5 mm kalınlığındaki IPS e-max Press örneklerin a^* değerini arttırdığını, 1.0 ve 1.5 mm kalınlığındaki örneklerde değişiklik olmadığını, DC-Zirkon örneklerin a^* değerini 0.5 ve 1.0 mm kalınlığında azalttığını, 1.5 mm kalınlığında arttırdığını, IPS e-max Press ve DC-Zirkon örneklerin b^* değerlerinin 0.5 ve 1.5 mm kalınlığındaki örneklerde arttırdığını, 1.0 mm kalınlığındaki örneklerde değişiklik yapmadığını rapor etmişlerdir. Ayrıca 3. ve 5. fırınlama arasında 0.5 mm kalınlığındaki örneklerin ΔE değeri en yüksek olduğunu ve fırınlama ile ΔE değerinin azaldığını, porselen kalınlığı arttıkça ΔE ve a^* değerlerinin arttığını, L^* değerinin azaldığını ve b^* değerinin değişmediğini rapor etmiştir.

Şahin ve ark. (164) 2010 yılında alümina-seramik sisteminin (Turkom-Cera) üzerine uyguladıkları iki farklı renkteki üst yapı seramiğinin (A1, A3) tekrarlayan fırınlamalar sonucu oluşan renk değişikliğini inceledikleri çalışmalarında; A1 rengindeki üst yapı seramiğinde L^* değerinin değişmediğini, A3 rengindeki üst yapı seramiğinde L^* değerinin arttığını, hem A1 hem de A3 rengindeki üst yapı seramiğinde a^* ve b^* değişkenlerinin azaldığını, renk değişikliğinin ise klinik olarak kabul edilebilir ($\Delta E < 3.7$) olduğunu rapor etmişlerdir.

1992 yılında Hammand ve Stein'in (166) metal-seramik restorasyonların rengi üzerine yaptıkları bir çalışmada porselen kalınlığının artmasıyla daha karanlık (L^* azalmış) ve daha sarı/kırmızı (a^* ve b^* artmış) örnekler oluşmuştur.

Shorky ve ark. (121) 2006 yılında alt yapı ve üst yapı seramik kalınlığının tam seramik sistemlerin (In-Ceram Spinell, IPS Empress) rengi üzerine etkisinin incelendiği çalışmalarında IPS Empress örneklerin toplam kalınlığını 1mm, 1.5mm, 2mm olacak şekilde alt yapı/üst yapı (mm) porselen oranları; 0.8/0.2, 0.8/0.7, 0.8/1.2, 1.0/0.5, 1.3/0.2, 1.8/0.2 hazırlanmıştır. In-Ceram Spinell örneklerin alt yapı/üst yapı (mm) porselen oranları; 0.5/1.0, 0.8/0.7, 1.0/0.5, 0.5/1.5, 1.5/0.5 olacak şekilde hazırlanmıştır. Restorasyonun toplam kalınlığının artmasıyla ΔE 'nin arttığını, L^* değerinin azaldığını, a^* ve b^* değerlerinin ise arttığını rapor etmişlerdir.

Volpato ve ark. (167)'nin 2009 yılında aydınlatmanın, alt yapının ve porselen kalınlığının dental seramiklerin optik özelliklerine etkisinin incelendiği çalışmalarında; IPS Empress ve IPS Empress 2 materyallerinden toplam kalınlık 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm olacak şekilde örnekler hazırlamışlardır. Toplam kalınlığın artmasıyla restorasyonun final renginin değiştiğini bildirmişlerdir.

Son ve ark. (122) tam seramik restorasyonlarda porselen kalınlığının renge etkisinin incelendiği çalışmalarında Lava ve IPS e.max Press tam seramik sistemlerinin A1, A2, A3.5 renklerini kullanmışlardır. Alt yapı kalınlığı 2.0 mm sabit olup üzerine A1, A2, A3.5 renginde dentin porseleni uygulanmıştır. Dentin porselen kalınlıkları; 0.25, 0.50, 0.75, 1.0, 1.25, 1.50, 1.75, 2.0 mm olacak şekilde uygulanmıştır. Sonuç olarak; porselen kalınlığının artmasıyla L^* değerinin azaldığını, a^* , b^* ve ΔE değerlerinin arttığını bildirmişlerdir.

Bahsi geçen tüm bu çalışmalar tez konumuzla doğrudan karşılaştırılamasa da, tekrarlayan fırınlamanın ve porselen kalınlığının artmasıyla restorasyonun final renginin ne derece değişebileceğini göstermesi bakımından önem taşımaktadırlar.

$L^*a^*b^*$ ve ΔE değerlerindeki farklılıklar kor materyallerinin farklı optik özelliklerinden, kullanılan üst yapı porseleninin vitrifikasyonu ve translüsensi değişikliklerine hassas olmasıyla ilişkilendirilebilir (125, 163).

2011 yılında Bachhav ve Aras tarafından yapılan araştırmada 1.0 mm kalınlığında zirkonyum alt yapı (Lava, 3M ESPE, St Paul, A.B.D.) üzerine 0.5, 1.0 ve 1.5 mm kalınlığında dentin seramiği uygulanmıştır. Örnekler 1, 3, 5, 7 ve 9 kez olmak üzere fırınlanmıştır. Kalınlığın ve fırınlamanın örneklerin rengi üzerine etkisinin incelendiği çalışmada sonuçlar şöyledir; örneklerin seramik kalınlığı arttığında L^* değeri azalmış,

a^* , b^* ve ΔE değerleri artmıştır. Fırınlama sayısının artması ile 0.5 ve 1.5 mm kalınlığındaki örneklerin L^* değerini arttırdığı, 1.0 mm kalınlığındaki örneklerin ise L^* değerini azalttığı rapor edilmiştir. Tekrarlayan fırınlama ile 1.0 ve 1.5 mm kalınlığındaki örneklerin a^* değeri artmış, daha kırmızı renkli örnekler oluşmuştur. 0.5 mm kalınlığındaki örneklerde ise a^* değeri azalmıştır. Fırınlama sayısının artmasıyla b^* değeri 0.5, 1.0 ve 1.5 mm kalınlığındaki örneklerde artmış, daha sarı renkli örnekler oluşmuştur. Tekrarlayan fırınlama ile 0.5 mm kalınlığındaki örneklerde 5. ve 7. fırınlama arasında, 5. ve 9. fırınlama arasında, 7. ve 9. fırınlama arasında, 1.0 mm kalınlığındaki örneklerde 3. ve 9. fırınlama arasında ΔE değeri 1 birimin altında bulunmuştur. 1.5 mm kalınlığındaki örneklerde tüm fırınlamalarda ΔE değeri 1 birimin üzerinde bulunmuştur (129). Bu çalışmaya benzer şekilde bizim çalışmamızda da kalınlığın artmasıyla ΔE ve b^* değeri artmış, L^* değeri azalmış bulundu. Bu çalışmadan farklı olarak a^* değeri sistemlere göre farklılık göstermiştir. Yine benzer şekilde fırınla sayısının artmasıyla b^* değeri artmıştır. Ayrıca 0.5 mm kalınlığındaki örneklerin a^* değerinin ve 1.0 mm kalınlığındaki örneklerin L^* değerinin azalması benzerlik göstermiştir.

Sınmazışık ve ark. (129) 2014 yılında zirkonya seramik restorasyonlarda hem alt yapı kalınlığının (Hint-Els DentaCad Sistem) hem de dentin porselen (VITA VM9) kalınlığının renge etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında dentin porselen kalınlığının artmasıyla L^* , a^* ve b^* değerlerinin azaldığını, zirkonya alt yapının kalınlığının artmasıyla L^* değerinin arttığını, a^* ve b^* değerlerinin azaldığını bildirmişler. Ayrıca dentin porselen kalınlığının 1.0 mm'den 1.5 mm'ye çıktığındaki renk değişikliğinin algılanabilir olmadığı ($\Delta E < 2.6$), dentin kalınlığı 1.0 mm olan örneklerin alt yapı kalınlığı 0.3-0.4 mm ve 0.3-0.5 mm arasındaki geçişlerde $\Delta E > 2.6$, 0.4-0.5 mm arasında $\Delta E < 2.6$, dentin kalınlığı 1.5 mm olan örneklerin alt yapı 0.3-0.4, 0.3-0.5, 0.4-0.5 mm arasındaki geçişlerde $\Delta E < 2.6$ olduğu rapor edilmiştir.

Çalışmamızın L^* değeri sonuçlarına göre alt yapılar arasında L^* değeri en yüksek olan sistem NA, en düşük sistem ise ZZ olmuştur. Üst yapı seramiği uyguladıktan sonra yapılan ölçümlerde kalınlık fark etmeksizin ZZ sistemi en düşük L^* değerine sahip, NA sistemi ise en yüksek L^* değerine sahip sistem olmuştur. Sistemler arası L^* değeri sonuçları şöyledir; 1.0 mm kalınlığında 1., 3. ve 5. fırınlamadaki tüm örnekler karşılaştırıldığında, ZZ-NA, ZZ-LZ, NA-LZ arasında anlamlı bir fark görülmüştür

($p < 0.001$). 1.5 mm kalınlığında 1., 3. ve 5. fırınlamadaki tüm örnekler karşılaştırıldığında, ZZ-NA, ZZ-LZ, NA-LZ arasında anlamlı bir fark görülmüştür. 2.0 mm kalınlığında 1.fırınlamadaki tüm örnekler karşılaştırıldığında ZZ-NA ve NA-LZ arasında, 3. ve 5. fırınlamadaki tüm örneklerde ZZ-NA ve ZZ-LZ arasında anlamlı bir fark görülmüştür. Kalınlığın L^* değeri üzerine etkisi her sistemin kendi içerisinde değerlendirilmiştir. ZZ sistemi içerisinde 1.fırınlamada 1.0 mm-2.0 mm ile 1.5 mm-2.0 mm arasında, 3. ve 5. fırınlamada 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm ve 1.5 mm-2.0 mm arasında anlamlı bir fark görülmüştür. NA sistemi içerisinde 1., 3. ve 5.fırınlamaların her birinde 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm ve 1.5 mm-2.0 mm arasında anlamlı bir fark görülmüştür. LZ sistemi içerisinde 1., 3. ve 5. fırınlamaların her birinde 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm ve 1.5 mm-2.0 mm arasında anlamlı bir fark görülmüştür. Çalışmamızın sonucu olarak kalınlığın artmasıyla L^* değerinin azaldığı söylenebilir. Ancak fırınlama sayısının artmasıyla sadece NA sisteminin L^* değeri azalmıştır. ZZ ve LZ sistemlerinde L^* değeri sıralaması şöyledir; 1.fırınlama $L^* > 5.fırınlama L^* > 3.fırınlama L^*$.

Materyallerin kalınlığı arttıkça ışığın materyal içinde aldığı yol artmaktadır. Bunun sonucunda ışık daha fazla absorbe edilmekte ve yayılmakta, materyalden geçen ışık miktarı azalmaktadır (168). Böylece opak tabakadan daha az ışık yansır (79). Bir cisimden geri dönen ışık miktarı azaldıkça L^* değeri de azalmaktadır (70). Porselen kalınlığı arttıkça L^* değerinin azalmasını bu şekilde açıklayabiliriz (120,121).

Çalışmamızın bir diğer bulguları olan a^* ve b^* parametrelerindeki değişiklikler şöyledir; alt yapılar değerlendirildiğinde ZZ sistemi en kırmızı ($a^* = 0.29$) ve en sarı ($b^* = 8.44$), LZ sistemi en yeşil ($a^* = -0.18$) ve en az sarı ($b^* = 3.06$), NA sistemi kırmızı ($a^* = 0.21$) ve sarı ($b^* = 3.82$) bölgededirler. Tekrarlayan fırınlamanın sistemler üzerine etkisine bakıldığında; ZZ sistemi içerisinde fırınlama sayısı arttıkça 1.0 mm kalınlığındaki örneklerde a^* değeri artmış, 1.5 mm ve 2.0 mm kalınlığındaki örneklerde azalmış, b^* değeri artmıştır. NA sisteminde fırınlama sayısı arttıkça a^* değeri azalmış, b^* değeri artmıştır. LZ sisteminde fırınlama sayısı arttıkça a^* değeri azalmış, b^* değeri şöyle bir sıralama göstermiştir; 3.fırınlama $b^* > 5.fırınlama b^* > 1.fırınlama b^*$. Kalınlığın a^* ve b^* parametrelerine etkisi her sistemin kendi içerisinde değerlendirilmiştir. ZZ sistemi içerisinde kalınlığın a^* değeri üzerine anlamlı bir etkisi yoktur. Sadece 1.fırınlamada kalınlığın artmasıyla a^* değeri artmış, 3. ve

5.fırınlamalarda kalınlığın artmasıyla a^* değeri azalmıştır. ZZ sistemi içerisinde 1.fırınlamada kalınlık değişiminin b^* değeri üzerine anlamlı bir etkisi yoktur. 3. ve 5. fırınlamalarda 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm arasında anlamlı bir fark vardır. ZZ sisteminde b^* değeri şöyle bir sıralama göstermiştir; 1.5 mm>2.0 mm>1.0 mm. NA sistemi içerisinde kalınlığın a^* değeri üzerine anlamlı bir etkisi yoktur. Ancak kalınlığın artmasıyla a^* değeri azalmıştır. NA sisteminin b^* değeri 1.fırınlamada kalınlıklar arası anlamlı bir fark göstermemiştir. 3. ve 5. fırınlamalarda 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm arasında anlamlı derecede fark vardır. NA sisteminde b^* değeri şöyle bir sıralama göstermiştir; 1.5 mm>2.0 mm>1.0 mm. LZ sistemi içerisinde a^* değeri 1.fırınlamada 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm arasında anlamlı derecede fark vardır. 3. ve 5. fırınlamalarda 2.0 mm-1.0 mm, 2.0 mm-1.5 mm arasında anlamlı bir fark vardır. LZ sistemi içerisinde 1. fırınlamada kalınlık değişiminin b^* değeri üzerine anlamlı bir etkisi yoktur. 3. ve 5. fırınlamalarda 1.0 mm-1.5 mm, 1.0 mm-2.0 mm arasında anlamlı bir fark vardır. LZ sisteminde kalınlığın artmasıyla a^* ve b^* değerleri artmıştır. Sonuçlar sistemlere göre değerlendirildiğinde; 1.0 mm kalınlığındaki örneklerde 1., 3. ve 5. fırınlamalarda a^* değeri ZZ-NA, ZZ-LZ sistemleri arasında, b^* değeri tüm sistemlerde birbirlerinden anlamlı derecede farklı çıkmıştır. 1.5 mm kalınlığındaki örneklerde 1.fırınlamada a^* değeri NA-ZZ, NA-LZ sistemleri arasında, b^* değeri tüm sistemlerde birbirinden anlamlı derecede farklı çıkmıştır. 3.fırınlamada a^* değeri ZZ-NA, ZZ-LZ sistemleri arasında, b^* değeri NA-ZZ, NA-LZ sistemleri arasında anlamlı derecede farklı çıkmıştır. 5.fırınlamada a^* değeri ZZ-NA, ZZ-LZ sistemleri arasında, b^* değeri NA-ZZ, NA-LZ sistemleri arasında anlamlı derecede farklı çıkmıştır. 2.0 mm kalınlığındaki örneklerde 1.fırınlamada a^* değeri NA-ZZ, NA-LZ sistemleri arasında, b^* değeri tüm sistemler arasında farklı çıkmıştır. 3.fırınlamada a^* ve b^* değerleri tüm sistemler arasında farklı çıkmıştır. 5.fırınlamada a^* değeri tüm sistemler arasında, b^* değeri NA-ZZ, NA-LZ sistemleri arasında anlamlı derecede farklı çıkmıştır.

Yapay yaşlandırma işlemi, klinik ortamı taklit ederek zaman içerisinde materyal üzerinde meydana gelebilecek etkileri gösterebilen bir test yöntemidir. Bu testin kliniksel uyumluluğu hakkında çok fazla bilgi olmamakla birlikte değişik materyallerin fiziksel özelliklerini değerlendirmek amacıyla pek çok araştırmada kullanılmıştır (169-172).

300 saatlik yaşlandırma işleminin materyalin 1 yıllık kullanımına eř değer olduğu, materyallerde ilk 100 saat sonrasında renk değişimi başladığını ve en fazla renk değişiminin ilk 300 saatte ortaya çıktığını bildiren çalışmalar mevcuttur. Hekimoğlu ve ark. (78) yaptıkları çalışmada; hazırladıkları örneklere 300, 600 ve 900 saat hızlandırılmış yaşlandırma testi uygulamışlardır. Sonuçta en fazla renk değişiminin ilk 300 saatte olduğu, 300 saatin üzerindeki hızlandırılmış yaşlandırma sürelerinin daha fazla renk değişimine neden olmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda da diğer çalışmalara benzer şekilde (11,173) rnekle 300 saatlik yaşlandırma işlemine tabi tutulmuştur.

Saygılı ve ark.(174) hızlandırılmış yaşlandırma prosedürünün, ultraviyole ışık, ısı uygulaması ve nem değişikliklerini içerdiğini, uzun dönem çevresel koşulların etkisini taklit ettiğini belirtmişlerdir. Yaşlandırma cihazının üreticileri tarafından 300 saat yaşlandırmanın 1 yıla denk geldiği belirtilse de, iklimlendirme gibi dış ortam simülasyonlarının ağız içi durumları taklit edip edemeyeceğinin tam olarak bilinmeyeceği rapor edilmiştir.

Literatür tarandığında hızlandırılmış yaşlandırmanın zirkonyum alt yapılı seramik sistemlerin KO, TP, L*, a*, b* ve ΔE değerlerine etkisine bakılan çalışmamız kadar kapsamlı başka bir araştırma bulunamamıştır. Porselen zerine etkisine bakıldığı bir çok çalışmada ise simantasyon yapılı örneklere hızlandırılmış yaşlandırma uygulanmıştır. Bu yüzden bu bölümde hızlandırılmış yaşlandırmanın sadece porselenin renk değişikliği üzerine etkileri tartışılmıştır.

Ertan ve şahin (175) düşük ısı porselenlerinin renk stabilitelerine baktıkları araştırmalarında dört ayrı markada, A3, B3, C3 renklerinde, 1.4 mm kalınlığında porselen örnekle kullanmışlardır. Renk değişimini değerlendirdikleri çalışmalarında 100 saatlik hızlandırılmış yaşlandırma prosedürü uygulanan örnekle ΔE değişimleri anlamlı derecede farklı çıkmıştır. Sadece bir markanın (Ceramco Finnese) ΔE değeri 1 birimden büyük bulunmuştur.

Tekrarlayan fırınlama sonrası yaşlandırma uygulanmış tam seramik sistemlerin ve metal-seramik sistemlerin renk stabilitelerine bakılan bir çalışmada (11) rnekle 2, 3 ve 4 kez fırınlandıktan sonra 384 saat süren yaşlandırma işlemine tabi tutulmuştur. ΔE sonuçları her iki sistemde de klinik olarak fark edilemeyecek düzeyde çıkmıştır ($\Delta E < 1$).

Bu tez çalışmasının yaşlandırma sonrası sonuçlarına bakıldığında yaşlandırmanın renk değişimi üzerine oldukça etkisinin olduğu görülmüştür. ΔE en yüksek NA sisteminde ($\Delta E=6.6$), en düşük LZ sisteminde ($\Delta E=3.2$) bulunmuştur. KO değerleri yaşlandırma sonrası artış göstermiş ancak bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. En fazla KO artışı LZ sisteminde, en az artış ise NA sisteminde bulunmuştur. Yaşlandırma sonrası değerler kalınlık artışına göre incelendiğinde artış gözlenmiştir ve bu durum istatistiksel olarak anlamlıdır.

Yaşlandırma sonrası TP değerleri azalma göstermiştir ancak bu azalma istatistiksel olarak anlamlı değildir. En fazla TP azalması ZZ sisteminde, en az azalma NA sisteminde görülmüştür. Kalınlığın artışı ile TP azalmış ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.001$).

Yaşlandırma sonrası örneklerin hepsi daha koyu (L^* azalmış), daha kırmızı (a^* artmış) ve daha sarı (b^* artmış) hale gelmişlerdir. Kalınlık artışına göre L^* ve a^* değerleri azalmış, b^* değeri artmıştır. Yaşlandırma sonrası en koyu ve en kırmızı örnekler ZZ sisteminde, en sarı örnekler NA sisteminde, en açık ve en yeşil örnekler LZ sisteminde, en mavi örnekler ZZ sisteminde bulunmuştur.

Ultraviyole ışınması altında kolayca bozulan metal oksit, peroksit meydana getirir. Yaşlandırma sonrası meydana gelen renk değişiklikleri böyle açıklanabilir (175).

Çevresel faktörler renk seçiminde kritik bir öneme sahiptir (67,70). Birçok araştırmada ışık kaynağı tipinin renk seçiminde etkisi olduğu belirlenmiştir (167,176-179). Çevre koşullarının standardize edilmesi amacıyla, çalışmamızda üst kısmında gün ışığını taklit eden standart aydınlatma sistemi olan renk ölçüm kutusu kullanılmıştır. Arka planın renginin seramik örneklerin görünümünü etkilediği bilinmektedir (180). Beyaz, gri ve siyah gibi doğal renkler doğaları gereği renk tonu (63) içermediklerinden nötral renkler olarak tanımlanmaktadırlar. Örneklerin renk ölçümü yapılırken ölçümün arka planın renginden etkilenmemesi için arka plan rengi olarak nötr gri seçilmiştir (121,163,164). Renk ölçüm kutusu daha önceki araştırmalarda da benzer şekilde görsel veya kolorimetrik ölçümlerde kullanılmıştır (181-183).

Görsel yolla veya renk ölçüm cihazları ile yapılabilen renk seçimleri uzun yıllardır araştırmacılar tarafından tartışılan konular olmuştur. Yapılan araştırmalar cihaz kullanılarak yapılan renk seçiminin, görsel yola göre daha başarılı sonuçlar verdiğini

ortaya koymaktadır (101,103,121,181,184). Bu nedenle kolorimetrelerin ve spektrofotometrelerin dental araştırmalarda kullanımını arttırmıştır.

Tung ve ark. (102) dental araştırmalar ve klinik çalışmalarda spektrofotometrenin karmaşık, pahalı ve in-vivo diş rengi ölümünün zor olması gerekçeleriyle yaygın kullanımının engellendiğini bildirmişlerdir. Tristimulus değerlerini 3 renk sensörü ile ölen kolorimetreler, spektrofotometreler ile kıyaslandığında monokromatik translüsent veya opak dental porselenlerin invitro değerlendirilmesinde oldukça güvenilir ve kesin sonuçlar vermektedir. Kolorimetre kullanılması rengin fiziksel değerlerinin algılanmasını ve yorumlanmasını sağlamaktadır (77). Ayrıca çekilmiş dişler veya dental porselenlerin invitro renk ölümlerinde güvenilir sonuçlar vermektedir (101,103). Ancak kolorimetrelerin ucunun ölüm yapılacak yüzey ile uyumunun iyi olması gerekmektedir. Bu yüzden in-vivo ölümlerde konturlu olan diş yapısına çok iyi uyum sağlamayan kolorimetre ucu güvenilir sonuçlar veremeyebilir. Aksi takdirde ölüm yapılan yüzeyden geri dönen ışıık miktarı azalacağından ‘edge-loss’ diye adlandırılan ölüm hataları meydana gelebilir. Bu hatalar özellikle translüsent yapıdaki porselenlerde oluşabilir (102).

Seghi ve ark. (99)’nın yaptığı bir çalışmada kolorimetre kullanımının translüsent porselenlerde eksik sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Bu hatalar, renk ölüm cihazının ölüm ucunun dar olmasına ve ölüm yapılacak yüzeyin konturlu olmasına bağlı olabilir. Aletsel renk ölümlerinin düz yüzeye sahip cisimlerde başarılı olduğu bildirilmiştir (100,178). Renk ölüm cihazlarının renk belirleme prensibinin materyale gönderilen ışıığın tekrar cihaza dönüşüne bağlı olduğu, bu yüzden materyal yüzey şeklinin ve ışıık geçirgenliğinin doğru ölümlerin elde edilmesinde oldukça önemli olduğu bildirilmektedir (185).

Çalışmamızda kullandığımız kolorimetrenin uç kısmı 3 mm çapındadır. Bu uç kısmın elastik yapıda olması, ucun ölüm yapılacak materyale uyumunu sağladığı için olumlu bir özellik olarak düşünülebilir. Çalışmamızda renk ölümü esnasında oluşabilecek hataları önlemek ve kolorimetrenin ucu ile porselen örnekler arasında sıkı bir uyum sağlamak için örneklerin yüzeyleri düz bir şekilde hazırlanmıştır. Örneklerin çapları ise, kolorimetrenin ölüm ucunun 3 mm çapında olmasına rağmen 6 mm çap büyüklüğünde hazırlanarak ‘edge-loss’ gibi aletsel hataların engellenmesi

amaçlanmıştır. Her bir örneğin tam ortasından 3'er kez ölçüm yapılmış ve ortalama değerleri alınarak bu değer kaydedilmiştir.

Douglas ve ark. (186) kolorimetre kullanarak yaptıkları renk ölçüm çalışmasında kolorimetrenin oldukça başarılı sonuçlar verdiğini bulmuşlardır. Daha pek çok in-vivo ve in-vitro çalışmalarda, kolorimetrelerin doğru ve tekrarlanabilir sonuçlar vermesi nedeniyle güvenilir şekilde kullanılabileceği bildirilmiştir (98,100,102,187,188).

Klemetti ve ark. (189); çalışmamızda kullandığımız Shade Eye EX, Shofu ile renk ölçümleri yaptıkları çalışmalarında, standardizasyon sağladıktan sonra bu aletin güvenilir ölçümler verdiğini ve oldukça kullanışlı bir alet olduğunu belirtmişlerdir. Tung ve ark. (102) ağız içi kolorimetrelerin in-vivo ölçümlerdeki güvenilirliğini, tecrübeli hekimlerin güvenilirliği ile karşılaştırmışlardır. Renk ölçüm değerlerinin tekrarlanabilirliğinin araştırıldığı çalışmada; kolorimetreler % 82, hekimler % 73 oranında tekrarlanabilirlik göstermişlerdir. Kolorimetreler ve hekimler karşılaştırıldığında % 55-64 arasında tutarlılık görülmüştür.

CIE L*a*b* sistemi renk ölçümünde uluslararası bir standarttır. Kırmızı, yeşil ve mavi değerler matematikselleştirilmiş ve CIE L*a*b* renk aralığında ifade edilmiştir (59). Bu sistemde renk değişim değeri (ΔE), iki rengin L*, a* ve b* koordinatları arasındaki uzaklığın sayısal olarak ifade edilmesidir. Dental materyallerin renk değişimi; spektrofotometre veya kolorimetreden yansıyan ışının, CIE L*a*b* renk sistemi kullanılarak ölçülmesi ile gerçekleşmektedir (190). Renk değişiminin, kliniğe yansımaları araştıran birçok çalışma bulunmaktadır. Johnston ve ark. (77)'nin yaptıkları çalışmanın sonuçları olarak, ΔE değerinin 1 birimden küçük ($\Delta E < 1$) olmasının, iki renk arasındaki renk farklılığının görsel olarak fark edilemeyeceğini, ΔE değerinin 1 ile 2 birim arasında ($1 < \Delta E < 2$) olmasının gözlemciler tarafından kısmen fark edilebileceğini, ΔE değerinin 2 birimden fazla olmasının ($\Delta E > 2$) ise tüm gözlemcilerin rahatlıkla algılayabilecekleri bir renk farklılığına sebep olduğunu açıklamışlardır.

Ruyter ve ark. (191) yaptıkları çalışmada renk değişiminin 3.3 birimden düşük olduğunda ($\Delta E < 3.3$) kabul edilebilir olduğunu rapor etmişlerdir. Douglas ve ark. (192) intraoral renk değişiminin diş hekimleri tarafından algılanabilirliğini araştırdıkları çalışmalarında; %50 diş hekiminin $\Delta E < 5.5$ birim olan, %50 diş hekiminin $\Delta E < 2.6$ birim olan renk değişimini klinik olarak kabul edilebilir bulduğunu rapor etmişlerdir.

O'Brien ve ark. (162), ΔE değerinin 3.5 birimden büyük olduğu durumlarda, oluşan rengi 'klinik olarak uyumsuz' şeklinde yorumlamıştır. İdeal renk belirleme şartlarının sağlandığı ortamda monokromatik opak veya porselen gibi translüsent materyallerin 1 ΔE birim renk değişiminin %50 gözlemci tarafından fark edilebilir olduğu bildirilmiştir (100).

Araştırmalar genel olarak değerlendirildiğinde; bazı araştırmacılar renk değişiminin klinik olarak fark edilebilmesi için ΔE değerin 1 ΔE biriminden (104,193), bazıları 3 ΔE birimden (79,80), bazıları da 3.7 ΔE birimden (77) büyük olması gerektiğini ifade etmektedir. Bu konuda pek çok fikir olmakla birlikte, $\Delta E < 3.5$ birim olmasının klinik olarak kabul edilebilir renk farklılığına neden olduğu kabul edilmektedir (27).

Bu çalışmada, elde edilen ΔE verilerinin klinik olarak ifade edilebilmesini sağlamak için O'Brien'in sınıflaması (Tablo 3) kullanılmıştır. ΔE değerlerinin yorumlanmasına ilişkin araştırma sonuçlarına Tablo 29 ve Tablo 32'de yer verilmiştir. Tüm örnekler değerlendirildiğinde kalınlığın artmasıyla ΔE artmıştır. Kalınlık değişimine göre ZZ sistemi en az, NA sistemi en fazla ΔE değerine sahiptir. ZZ sisteminde 1. fırınlama sonrası 1.0 mm ile 1.5 mm arasındaki $\Delta E = 0.9$ birimdir ve 'mükemmel' renk eşleşmesi olarak yorumlanmıştır. NA sisteminde 3. fırınlamada 1.5-2.0 mm arasında $\Delta E = 6.14$ birimle en yüksek ΔE değerini göstererek 'uyumsuz' derecede renk eşleşmesi olarak yorumlanmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre; fırınlama sayısının renk değişimi üzerine etkisi olumsuz olmuştur. Fırınlama sayısının artması ΔE değerini arttırmıştır. ZZ sisteminde 1.0 mm kalınlığındaki örneklerde 1.-5. fırınlama geçişindeki $\Delta E = 2$ birimdir ve 'iyi' derecede renk eşleşmesi olarak yorumlanmıştır. ZZ sistemi en az ΔE değerine sahip, fırınlamadan en az etkilenmiş sistemdir. NA sisteminde 2.0 mm kalınlığında 1.-3. fırınlama ve 1.-5. fırınlama geçişlerinde $\Delta E = 4.2$ birimdir. Bu değer 'uyumsuz' derecede renk eşleşmesi olarak yorumlanır. NA sistemi en fazla ΔE değerine sahip, fırınlamadan en fazla etkilenmiş sistemdir. NA sistemindeki renk farkının yüksek olmasının nedeni L^* değerindeki farklılıkla açıklanabilir. Seramik örnekler ile renk skalası arasındaki renk farkını inceleyen bir çalışmada (79); tespit edilen renk farkının

%70'inin L* değeriindeki farklılıktan kaynaklandığı tespit edilmiştir. NA sistemi en yüksek L* değerlerine sahiptir.

Çalışmamızın sınırlarından biri olarak klinikte her zaman uygulanan glaze işleminin yapılmaması söylenebilir. Örnekler üzerine uygulanacak olan glaze kalınlığının kontrol edilmesi zor olacağı için glaze işlemi yapılmamıştır.

Her ne kadar kolorimetrenin başarılı sonuçlar verdiği kabul edilse de renk ölçümü için spektrofotometre, translüsensi ölçümü için spektoradyometre kullanılmaması tez çalışmamızın sınırlamalarından biri olarak söylenebilir.

Bu çalışmada alt yapı örneklerine sadece dentin seramiği uygulanmış, dişin mine tabakasını taklit edecek bir seramik uygulanmamıştır. Ancak klinik koşullarda uygun rengi yakalamak için doğal dişin tüm tabakalarına uygun seramikler kullanılmaktadır. Bu nedenle test edilen tam seramik sistemlere farklı seramik tabakaları uygulandığında daha başarılı sonuçlar elde edilebilir.

Bu tez çalışmasında olduğu gibi, geleneksel tabakalama (layering) yöntemi ile yapılan üst yapı porseleni uygulamasının bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Seramik tozu ile likit oranın ayarlanması, vibrasyon ve kondensasyon teknikleri ve fırınlama ısıları gibi faktörler kristallerin simetrik olmayan bir boyutta ve homojen olmayan bir şekilde dağılım göstermesine neden olmaktadır. Seramiğin yapısındaki kristallerin miktarı, dağılımı ve porozite ise ışık geçiş miktarını azaltmaktadır (156). Bu tez çalışmasında standardizasyonu sağlamak amacıyla, tüm örnekler üst yapı seramiği aynı araştırmacı tarafından uygulanmış ve her sistemin üst yapı seramiği, sistemin önerdiği fırınlama ısılarında pişirilmiştir.

8. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının sınırları dahilinde bulunan sonuçlar şöyledir:

1. Sistemlerin alt yapı KO ve TP değerleri karşılaştırıldığında LZ sistemi en translüsens, ZZ sistemi en opak sistem olmuştur ($p<0.001$).
2. Sistemlerin alt yapı L^* , a^* ve b^* değerleri karşılaştırıldığında ZZ sistemi en koyu, en kırmızı ve en sarı, NA ve LZ açık, LZ daha az kırmızı ve daha az sarı olmuştur ($p<0.001$).
3. Fırınlama sayısına göre KO ve TP karşılaştırıldığında anlamlı bir değişime rastlanmamıştır. Ancak fırınlama sayısının artmasıyla KO değeri artmış, TP değeri azalmıştır.
4. Porselen kalınlığının artmasıyla KO değerinde istatistiksel olarak önemli bir artma, TP değerinde istatistiksel olarak önemli bir azalma görülmüştür ($p<0.001$).
5. KO ve TP değerlendirmelerine göre LZ sistemi en translüsens sistem olmuştur ($p<0.001$).
6. Fırınlama sayısına göre L^* , a^* ve b^* değerleri karşılaştırıldığında; fırınlama sayısının artmasıyla daha koyu (L^* azalmış), daha az kırmızı (a^* azalmış), daha sarı (b^* artmış) örnekler oluşmuştur. Ancak bu değişimler istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır.
7. Porselen kalınlığının artışıyla L^* değeri azalmış ve daha koyu örnekler oluşmuştur ($p<0.001$).
8. Porselen kalınlığının artmasıyla a^* ve b^* değerleri artmıştır. Ancak bu değişimler istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır.
9. Fırınlama sayısı ve porselen kalınlığı değişimine göre sistemler karşılaştırıldığında en yüksek L^* değeri NA sisteminde, en yüksek a^* ve b^* değerleri ZZ sisteminde görülmüştür.

10. Fırınlama sayısındaki artış ile ΔE artmıştır. 1.F-5.F geçişinde ZZ sistemi $\Delta E=2.21$ ile en düşük ΔE değerine göstermiş, ‘klinik olarak kabul edilebilir’ olarak yorumlanmıştır. 1.F-3.F geçişinde NA sistemi $\Delta E=4.23$ ile en yüksek ΔE değerini göstermiş, ‘uyumsuz’ olarak yorumlanmıştır.
11. Porselen kalınlığındaki artış ile ΔE artmıştır. ZZ sistemi 1.0 mm-1.5 mm geçişinde $\Delta E=0.9$ ile en düşük ΔE değerini göstermiş, ‘mükemmel’ olarak yorumlanmıştır. NA sistemi 1.5 mm-2.0 mm geçişinde $\Delta E=6.14$ ile en yüksek ΔE değerini göstermiş, ‘uyumsuz’ olarak yorumlanmıştır.
12. Yaşlandırma sonrası örneklerin translüsensi azalmıştır (KO artmış, TP azalmış). Ancak istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır.
13. Yaşlandırma sonrası en opak sistem ZZ sistemi olmuştur [KO en yüksek ($p<0.001$), TP en düşük ($p<0.0001$)].
14. Yaşlandırma sonrası L^* değeri azalmış, a^* ve b^* değerleri artmıştır. Ancak bu değişimler istatistiksel olarak önemli değildir.
15. Yaşlandırma sonrası elde edilen ΔE değerleri oldukça yüksek çıkmıştır. NA sistemi $\Delta E=6.58$ ile en yüksek ΔE değerini göstermiş, ‘uyumsuz’ olarak yorumlanmıştır.
16. Çalışmamızda sadece dentin porseleni kullanılmıştır. İlerleyen çalışmalarda dentin ve mine porseleni farklı kalınlıklarda kullanılarak renk ve translüsensi değişimleri değerlendirilebilir.
17. Klinik uygulamalardan biri olan simantasyon işlemi çalışmaya dahil edilerek renk ve translüsensi değişimleri değerlendirilebilir.
18. İlerleyen çalışmalarda glaze işleminin renk ve translüsensi üzerine etkisi değerlendirilebilir.
19. Bu çalışma cihaz ölçümü ile görsel gözlemci değerlendirmesi karşılaştırılarak yapılabilir.

20. Bu çalışmada elde edilen veriler CIEDE 2000 (ΔE_{00}) formülü ile değerlendirilebilir ve CIELAB (ΔE_{ab}) arasında ilişki kurulabilir.
21. Çalışmamızın sonuçları; klinisyenlere tekrarlayan fırınlamanın final rengi değiştireceği ve porselen kalınlığı değişimin rengi etkileyeceği hakkında bilgi vericidir. Ayrıca hem preparasyon aşamasında hem de laboratuvar aşamasında bu iki etkenin restorasyonun estetiğini olumsuz etkilememesi için en az hata ile restorasyonun tamamlanması tavsiye edilmektedir.

9. KAYNAKLAR

1. Barrett AA, Grimaudo NJ, Anusavice KJ, Yang MC (2002). Influence of tab and disk design on shade matching of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 88: 591-597.
2. Sailer I, Holderegger C, Jung RE, Suter A, Thievent B, Pietroban N, Gebhard-Achilles W, Hommerle CH (2007). Clinical study of the color stability of veneering ceramics for zirconia frameworks. *Int J Prosthodont* 20: 263-269.
3. Shah K, Holloway JA, Denry IL (2008). Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 87: 329-337.
4. Cales B (1998). Colored zirconia ceramics for dental application. *Bioceramics* 11: 591-594.
5. Kulkarni NK, Sampath S, Venugopal V (2001). Studies on stabilised zirconia as host phase for the fixation of actinides, rare-earths and sodium. *Ceramics International* 27(8): 839-846.
6. McLean JW (1995). New dental ceramics and esthetics. *J Esthet Dent* 7: 141-149.
7. Jacobs SH, Goodacre CJ, Moore BK, Dykema RW (1987). Effect of porcelain thickness and type of metal-ceramic alloy on color. *J Prosthet Dent* 57: 138-145.
8. Crispin BJ, Seghi RR, Globe H (1991). Effect of different metal ceramic alloys on the color of opaque and dentin porcelain. *J Prosthet Dent* 65: 351-356.
9. Mulla FA, Weiner S (1991). Effects of temperature on color stability of porcelain stains. *J Prosthet Dent* 65: 507-512.
10. Lund PS, Piotrowski TJ (1992). Color changes of porcelain surface colorants resulting from firing. *Int J Prosthodont* 5: 22-27.
11. Pires De Souza FC, Casemiro LA, Garcia LF, Cruvinel DR (2009). Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent* 101: 13-18.
12. Jones D (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 29: 621-644.
13. Anusavice KJ (2003). Phillips' Science of Dental Materials. 11. Edition. Elsevier Mosby, St.Louis; 660-663, 670,703,749.

14. Akın E (1983). Diş Hekimliğinde Porselen. İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi, İstanbul; 1-26.
15. Craig RG, Powers JM (2002). Restorative Properties in Restorative Dental Materials. Mosby Publication, Newyork; 551-592.
16. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jaccobi R, Brackett SE (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3. Edition. Quintessence Publishing Co. Chicago; 433-484.
17. Yavuzylmaz H (1996). Metal Destekli Estetik (veneer-kaplama) Kuronlar. Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara; 2-15.
18. Yoshinari M, Derand T (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 7: 329-338.
19. McLean JW (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 85: 61-66.
20. Deany IL (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev Oral Biol Med 7: 134-143.
21. Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent 92: 557-562.
22. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L (2000). Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res 53: 304-313.
23. Nayır E (1999). Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. 7. Baskı. İ.Ü. Basımevi, İstanbul; 19, 64-89.
24. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent 28: 529-535.
25. Craig RG (1997). Restorative Dental Materials. 10. Edition. Mosby Yearbook, St.Louis; 467-468.
26. Noort R (2007). Introduction to Dental Materials. 3. Edition. Mosby, St.Louis; 240.
27. O'Brien WJ (2002). Dental Materials and Their Selection. 3. Edition. Quintessence Publishing Co. Illinois; 28,31.

28. Powers JM, Sakaguchi RL (2006). Craig's Restorative Dental Materials. 12. Edition. Mosby, St.Louis; 32, 455.
29. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Basım Evi, Ankara; 356.
30. Rosenblum MA, Schulman A (1997). A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 128: 297-307.
31. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent 98: 389-404.
32. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater 20: 441-448.
33. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent 98: 120-128.
34. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P (1988). Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. Ann N Y Acad Sci 523: 234-256.
35. Kelly JR (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am 48: 513-530.
36. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 20: 1-25.
37. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater 24: 299-307.
38. Kuraray Noritake Dental Inc. (2013) Katana CAD/CAM system [online]. Available from: <http://www.noritake-dental.co.jp/katana/system/system.html> [Accessed 15 April 2013].
39. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent 35: 819-826.
40. Liu PR (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent 26: 507-508, 510.

41. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 7: 25-45.
42. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 137: 1289-1296.
43. Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 20: 655-662.
44. Mormann WH, Bindl A (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 46: 405-426.
45. Att W, Grigoriadou M, Strub JR (2007). ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil* 34: 282-290.
46. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 28: 44-56.
47. Ersu B, Yüzügüllü, B., Canay, Ş. (2008). Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 32(2): 58-72.
48. Mörmann WH, Brandestini M (2006). The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. In: Mörmann WH. *State of the art of CAD/CAM restorations. 20 years of CEREC*. Quintessence, Berlin; 1-7.
49. Cerec online. (2014) Cerec sw 423 update [online]. <http://www.cereconline.com> [Accessed 14 April 2014].
50. Çelik G, Üşümez A, Sarı T (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dent J* 16(1): 74-82.
51. Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP (2011). Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res* 90: 937-952.
52. Liu PR, Essig ME (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 29: 482, 484, 486-488 passim.

53. Turkuaz Dental. (2013) Alliance Zirkonya Blok Broşür [online]. http://turkuazdental.com/download/pdf/alliance_brochure.pdf [Accessed 15 April 2013].
54. Andersson M, Oden A (1993). A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 51: 59-64.
55. Ural Ç (2011). Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve Cad/Cam uygulamaları. 86(1): 27-38.
56. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T (2005). A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 14: 39-45.
57. Technology HZ. (2009) Zirkonzahn product catalog [online]. Available from: <http://www.zirkonzahn.com/assets/files/kataloge/EN-Catalogue-products-CADCAM-web.pdf>. [Accessed 15 April 2013].
58. AmannGirrbach Gmbh. (2013) Ceramill brochure [online]. Available from: http://www.amanngirrbach.com/fileadmin/agweb/media/downloads/Prospekte/Mall/Ceramill_Mall_GB.pdf. [Accessed 15 April 2013].
59. Berns RS (2000). Billmeyer and Saltzman's principles of color technology. 3. Edition. John Wiley & Sons Inc. NewYork; 88-92.
60. Sproull RC (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent* 86: 453-457.
61. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko A (2001). *Fundamentals of Color Shade Matching and Communication In Esthetic Dentistry*. Quintessence Publishing, Illinois; 1-99.
62. Çal E, Güneri P, Bıçakçı A (2005). Diş Hekimliğindeki Estetik ikilem: Diş rengi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 26: 117-125.
63. Gil de Paz A, Carrasco E, Gallego J, Sanchez FM, Vilchez JM, et al. (2012). MEGARA: the future optical IFU and multi-object spectrograph for the 10.4m GTC Telescope. *Ground-Based and Airborne Instrumentation for Astronomy Iv* 8446.

64. O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL (1997). Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dent Mater* 13: 179-185.
65. Paravina RD, Powers JM (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry*. Elsevier Mosby, St.Louis; 3-33,44,154,167.
66. Bayındır F, Wee AG (2006). Diş Rengi Seçiminde Bilgisayar Destekli Sistemlerin Kullanımı. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 30(3): 40-46.
67. Brewer JD, Wee A, Seghi R (2004). Advances in color matching. *Dent Clin North Am* 48: 341-358.
68. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4. Edition. Mosby, St.Louis; 710-712,714,717.
69. Appalachian State University. (2013) Munsell System [online]. Available from: <http://www1.appstate.edu/~kms/classes/psy3203/Color/munsell.htm>. [Accessed 17 April 2013].
70. Fondriest J (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent* 23: 467-479.
71. O'Brien W (1997). *Color Appearance Dental Materials and Second Selection*. 3. Edition. Quintessence Publishing Co Inc. Chicago; 25-37.
72. Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H (2005). Colour and translucency of opaque-shades and body-shades of resin composites. *Eur J Oral Sci* 113: 170-173.
73. Encyclopedia Britannica Inc. (2013) Munsell Color System [online]. Available from: <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/126658/colour/21842/Colour-atlases> [Accessed 17 April 2013].
74. Bayindir F, Kuo S, Johnston WM, Wee AG (2007). Coverage error of three conceptually different shade guide systems to vital unrestored dentition. *J Prosthet Dent* 98: 175-185.
75. Sproull RC (2001). Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *J Prosthet Dent* 86: 458-464.

76. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent* 56: 35-40.
77. Johnston WM, Kao EC (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res* 68: 819-822.
78. Hekimoglu C, Anil N, Etikan I (2000). Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *Int J Prosthodont* 13: 29-33.
79. Douglas RD, Przybylska M (1999). Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent* 82: 143-149.
80. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME (2000). Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. *J Prosthet Dent* 84: 425-431.
81. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW (2003). Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater* 19: 612-619.
82. Razzoog ME, Lang BR, Russell MM, May KB (1994). A comparison of the color stability of conventional and titanium dental porcelain. *J Prosthet Dent* 72: 453-456.
83. Dykemia RW, Goodacre CJ, Phillips RW (1986). Johnston's Modern practice in fixed Prosthodontics. 4. Edition. WB Saunders Company, Pennsylvania.
84. Garber DA, Goldstein RE, Feinmann RA (2004). Porcelain laminate veneers. Quintessence Publishing, Chicago; 14-23.
85. Reis M (2000). Shade selection and color. Report Research and Development Ivoclar Vivadent 13: 18-24.
86. Bayindir F, Gozalo-Diaz D, Kim-Pusateri S, Wee AG (2012). Incisal translucency of vital natural unrestored teeth: a clinical study. *J Esthet Restor Dent* 24: 335-343.
87. Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ (1981). Optical properties of direct restorative materials. *J Dent Res* 60: 890-894.
88. Johnston WM, Ma T, Kienle BH (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont* 8: 79-86.

89. Haywood VB (2003). Color measurement symposium 2003. *J Esthet Restor Dent* 15 Suppl 1: S3-4.
90. Antonson SA, Anusavice KJ (2001). Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont* 14: 316-320.
91. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 88: 4-9.
92. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent* 80: 642-648.
93. Vryonis P (1988). Aesthetics In Ceramics Perceiving The Problem, Perspectives In Dental Ceramics. Chicago: Quintessence. 209-218.
94. Keyf F, Uzun G, Altunsoy S (2009). Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 33(4): 558.
95. Swepston JH, Miller AW (1994). Esthetic Matching. *J Prosthet Dent* 54: 623-624.
96. Brewer JD, Wee A, Seghi R (2004). Advances in color matching. *Dent Clin North Am* 48: 341-358.
97. Lee YK, Lim BS, Kim CW, Powers JM (2001). Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Restor Dent* 13: 179-186.
98. Seghi RR (1990). Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains. *J Dent Res* 69: 1180-1183.
99. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J (1989). Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res* 68: 1760-1764.
100. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res* 68: 1755-1759.
101. Mokhlis GR, Matis BA, Cochran MA, Eckert GJ (2000). A clinical evaluation of carbamide peroxide and hydrogen peroxide whitening agents during daytime use. *J Am Dent Assoc* 131: 1269-1277.

102. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent* 88: 585-590.
103. Li Y (2003). Tooth color measurement using Chroma Meter: techniques, advantages, and disadvantages. *J Esthet Restor Dent* 15 Suppl 1: S33-41.
104. Wee AG, Kang EY, Johnston WM, Seghi RR (2000). Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. *J Esthet Dent* 12: 271-280.
105. Chu S, Devigus A, Mieleszko A (2004). *Fundamentals of Color*. Quintessence Co. Illinois; 1-17.
106. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res* 81: 578-582.
107. Powers JM, Dennison JB, Koran A (1978). Color stability of restorative resins under accelerated aging. *J Dent Res* 57: 964-970.
108. Douglas RD (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent* 83: 166-170.
109. Ardu S, Feilzer AJ, Devigus A, Krejci I (2008). Quantitative clinical evaluation of esthetic properties of incisors. *Dent Mater* 24: 333-340.
110. Qi L, Longquan S, Ning W, Bin B (2010). Surface microhardness and flexural strength of colored zirconia. *Advanced Materials research* 105-106: 49-50.
111. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 22: 857-863.
112. Tuncel I, Eroglu E, Sari T, Usumez A (2013). The effect of coloring liquids on the translucency of zirconia framework. *J Adv Prosthodont* 5: 448-451.
113. Devigus A, Lombardi G (2004). Shading Vita In-ceram YZ substructures: influence on value and chroma, part II. *Int J Comput Dent* 7: 379-388.
114. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2008). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 17: 401-408.

115. Crispin BJ, Okamoto SK, Globe H (1991). Effect of porcelain crown substructures on visually perceivable value. *J Prosthet Dent* 66: 209-212.
116. Hjerppe J, Narhi T, Froberg K, Vallittu PK, Lassila LV (2008). Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand* 66: 262-267.
117. Lee YK, Cha HS, Ahn JS (2007). Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent* 97: 279-286.
118. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75: 18-32.
119. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 88: 10-15.
120. Dozic A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ (2003). The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 90: 563-570.
121. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM (2006). Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 95: 124-129.
122. Son HJ, Kim WC, Jun SH, Kim YS, Ju SW, Ahn JS (2010). Influence of dentin porcelain thickness on layered all-ceramic restoration color. *J Dent* 38 Suppl 2: e71-77.
123. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 104: 6-12.
124. Parker RM (2007). Use of zirconia in restorative dentistry. *Dent Today* 26: 112, 114, 116, 118-119.
125. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E (2007). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 97: 25-31.

126. Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G (2008). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 100: 99-106.
127. Bachhav VC, Aras MA (2011). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. *J Adv Prosthodont* 3: 57-62.
128. Duran I, Guler AU (2012). Light Transmission of zirconia Ceramics With Different colors and Thicknesses. *Journal of Dental Sciences* XX: 1-7.
129. Sinmazisik G, Demirbas B, Tarcin B (2014). Influence of dentin and core porcelain thickness on the color of fully sintered zirconia ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 111: 142-149.
130. Lim HN, Yu B, Lee YK (2010). Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent* 104: 239-246.
131. Nakamura T, Saito O, Mizuno M, Kinuta S, Ishigaki S (2003). Influence of abutment substrates on the colour of metal-free polymer crowns. *J Oral Rehabil* 30: 184-188.
132. Nakamura T, Tanaka H, Kawamura Y, Wakabayashi K (2004). Translucency of glass-fibre-reinforced composite materials. *J Oral Rehabil* 31: 817-821.
133. Chu FC, Chow TW, Chai J (2007). Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent* 98: 359-364.
134. Ilie N, Hickel R (2008). Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater* 24: 908-914.
135. Yu B, Lee YK (2008). Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. *J Dent* 36: 840-846.
136. Liu MC, Aquilino SA, Lund PS, Vargas MA, Diaz-Arnold AM, Gratton DG, Qian F (2010). Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *J Prosthodont* 19: 187-193.
137. Shono NN, Al Nahedh HN (2012). Contrast ratio and masking ability of three ceramic veneering materials. *Oper Dent* 37: 406-416.

138. Liu MC, Aquilino SA, Gratton DG, Ou KL, Lin CC (2013). Relative Translucency and Surface Roughness of Four Yttrium-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystalline-based Dental Restorations. *Journal of Experimental & Clinical Medicine* 5: 22-24.
139. Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W (2003). Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res* 17: 55-60.
140. Ikeda T, Murata Y, Sano H (2004). Translucency of opaque-shade resin composites. *Am J Dent* 17: 127-130.
141. Kamishima N, Ikeda T, Sano H (2005). Color and translucency of resin composites for layering techniques. *Dent Mater J* 24: 428-432.
142. Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Powers JM (2005). Color and translucency of A2 shade resin composites after curing, polishing and thermocycling. *Oper Dent* 30: 436-442.
143. Ahn JS, Lee YK (2008). Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dent Mater* 24: 1539-1544.
144. Yu B, Ahn JS, Lee YK (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand* 67: 57-64.
145. Wang H, Xiong F, Zhenhua L (2011). Influence of varied surface texture of dentin porcelain on optical properties of porcelain specimens. *J Prosthet Dent* 105: 242-248.
146. Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, Cardona Jde L, Paravina RD, Perez Mdel M (2012). Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *J Dent* 40 Suppl 2: e34-40.
147. Kurklu D, Azer SS, Yilmaz B, Johnston WM (2013). Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *J Dent* 41: 1043-1050.

148. Ozakar Ilday N, Celik N, Bayindir YZ, Seven N (2014). Effect of water storage on the translucency of silorane-based and dimethacrylate-based composite resins with fibres. *J Dent*; 1879-176X. doi: 10.1016/j.jdent.2014.02.002.
149. Casolco SR, Xu J, Garay JE (2008). Transparent/translucent polycrystalline nanostructured yttria stabilized zirconia with varying colors. *Scripta Materialia* 58: 516-519.
150. Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R, Lair F (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 25: 5539-5545.
151. Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL (1980). Translucency of dental porcelains. *J Dent Res* 59: 70-75.
152. Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR (1976). *Introduction to ceramics*. 2nd ed. New York: John Wiley and Sons. 646-689.
153. Corciolani G, Vichi A, Louca C, Ferrari M (2010). Influence of layering thickness on the color parameters of a ceramic system. *Dent Mater* 26: 737-742.
154. Terzioglu H, Yilmaz B, Yurdukoru B (2009). The effect of different shades of specific luting agents and IPS empress ceramic thickness on overall color. *Int J Periodontics Restorative Dent* 29: 499-505.
155. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N (2013). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent* 110: 14-20.
156. Luo XP, Zhang L (2010). Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *J Prosthodont* 19: 465-470.
157. Barghi N, Goldberg J (1977). Porcelain shade stability after repeated firing. *J Prosthet Dent* 37: 173-175.
158. Barghi N, Richardson JT (1978). A study of various factors influencing shade of bonded porcelain. *J Prosthet Dent* 39: 282-284.
159. Jorgenson MW, Goodkind RJ (1979). Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of color, porcelain thickness, and repeated firings. *J Prosthet Dent* 42: 96-105.

160. Barghi N (1982). Color and glaze: effects of repeated firings. *J Prosthet Dent* 47: 393-395.
161. Yilmaz B, Ozcelik TB, Wee AG (2009). Effect of repeated firings on the color of opaque porcelain applied on different dental alloys. *J Prosthet Dent* 101: 395-404.
162. O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL (1991). Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater* 7: 170-173.
163. Celik G, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Ozturk O, Göktuğ G (2008). The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J Prosthet Dent* 99: 203-208.
164. Sahin V, Uludag B, Usumez A, Ozkir SE (2010). The effect of repeated firings on the color of an alumina ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J Prosthet Dent* 104: 372-378.
165. McLean JW (1995). New dental ceramics and esthetics. *J Esthet Dent* 7: 141-149.
166. Hammad IA, Stein RS (1991). A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part II. *J Prosthet Dent* 65: 169-179.
167. Volpato CA, Monteiro Jr S, de Andrada MC, Fredel MC, Petter CO (2009). Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dent Mater* 25: 87-93.
168. Spink L (2009). A Comparison of Absolute Translucency and Relative Translucency of Dental Ceramics. Master tezi, University of Connecticut School of Dental Medicine, Connecticut.
169. Lee YK, Powers JM (2001). Color and optical properties of resin-based composites for bleached teeth after polymerization and accelerated aging. *Am J Dent* 14: 349-354.
170. Lee YK, Lu H, Powers JM (2006). Optical properties of four esthetic restorative materials after accelerated aging. *Am J Dent* 19: 155-158.
171. Lee YK, Lu H, Powers JM (2006). Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. *Dent Mater* 22: 653-660.

172. Zhang X, Zhang FM, Chen C, Xie HF (2009). Effects of ultraviolet aging on color and translucency of composite resin cements. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 27: 175-177.
173. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME (2001). In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent* 85: 551-557.
174. Saygili G, Sahmali S, Demirel F (2006). Colour stability of porcelain repair materials with accelerated ageing. *J Oral Rehabil* 33: 387-392.
175. Ertan AA, Sahin E (2005). Colour stability of low fusing porcelains: an in vitro study. *J Oral Rehabil* 32: 358-361.
176. Dagg H, O'Connell B, Claffey N, Byrne D, Gorman C (2004). The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. *J Oral Rehabil* 31: 900-904.
177. Curd FM, Jasinevicius TR, Graves A, Cox V, Sadan A (2006). Comparison of the shade matching ability of dental students using two light sources. *J Prosthet Dent* 96: 391-396.
178. Park JH, Lee YK, Lim BS (2006). Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *J Prosthet Dent* 96: 402-411.
179. Jasinevicius TR, Curd FM, Schilling L, Sadan A (2009). Shade-matching abilities of dental laboratory technicians using a commercial light source. *J Prosthodont* 18: 60-63.
180. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* 83: 412-417.
181. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 87: 657-666.
182. Turgut S, Bagis B (2011). Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. *J Dent* 39 Suppl 3: e57-64.

183. Turgut S, Bagis B, Turkaslan S, Bagis Y (2014). Effect of Ultraviolet Aging on Translucency of Resin-Cemented Ceramic Veneers: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics* 23: 39-44.
184. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Int J Periodontics Restorative Dent* 24: 222-231.
185. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent* 26: 31-41.
186. Douglas RD (1997). Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *J Prosthet Dent* 77: 464-470.
187. Rosenstiel SF, Gegauff AG, McCafferty RJ, Johnston WM (1991). In vitro tooth color change with repeated bleaching. *Quintessence Int* 22: 7-12.
188. Dozic A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G (2007). Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont* 16: 93-100.
189. Klemetti E, Matela AM, Haag P, Kononen M (2006). Shade selection performed by novice dental professionals and colorimeter. *J Oral Rehabil* 33: 31-35.
190. Ulusoy M, Toksavul S (1992). Kuron Köprü Çalışmalarında Diş Renginin Önemi ve Renkle İlgili Temel Kavramlar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 13: 29-36.
191. Ruyter IE, Nilner K, Moller B (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater* 3: 246-251.
192. Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Prosthet Dent* 97: 200-208.
193. Minolta Document: Precise Color Communication (1994). The Essentials of imaging. Minolta Co. Ltd, Osaka-Japan.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Soyadı, Adı : Beşir Kalaycı, Bilge
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 07.08.1983 Trabzon
Medeni hali : Evli
E-Posta : dt.bilgebesir@gmail.com
Yazışma adresi : Karşıyaka Cad. Karşıyaka Mah. Kardelen Evler Sitesi B-Blok
D.no:14 Trabzon

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2007
Lise	Trabzon Lisesi	2001

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
1. Diş Tabibi	Rize Ağız-Diş Sağlığı Merkezi	2008-2009
2. Doktora Öğrencisi	K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2009-2010
3. Araştırma Görevlisi	K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2010-2014

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Protetik Diş Tedavisi

YAYINLAR

1. **Besir Kalaycı B**, Kilic S, Altintas SH, Yilmaz Altintas N, Cizmeci Senel F (2013)
Prosthetic rehabilitation of a patient with iliac graft after mandibulectomy and partial
Glossectomy. HealtMED 7(5) : 1409-1413.

BİLDİRİLER

1. Yanikoglu N, Bayindir F, Kurkcu D, **Besir B**. The Investigation Of Flexural Strength Of Temporary Restorative Materials Stored In Different Solutions. EPA 2010 The Republic of Kosovo, Pristhina.
2. Durkan R, Bagis B, Korkmaz FM, **Besir B**, Öztürk A. The Color Stability Of Denture Base Resins In The Different Denture Cleansers. EPA 2011 Switzerland, Bern.