



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM SİSTEMLERİ İLE ELDE EDİLEBİLEN ESTETİK
RESTORASYONLARIN OPTİK ÖZELLİKLERİNİN FARKLI
YÜZEY BİTİRME PROSEDÜRLERİ VE YAŞLANDIRMA İŞLEMİ
SONRASINDA İN-VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. HAMİYET KILINÇ

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. SEDANUR TURGUT

TRABZON-2016

KABUL ve ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Dt. Hamiyet KILINÇ'ın hazırladığı "Cad/Cam Sistemleri İle Elde Edilebilen Estetik Restorasyonların Optik Özelliklerinin Farklı Yüzey Bitirme Prosedürleri ve Yaşlandırma İşlemi Sonrasında İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi" başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Doç. Dr. Sedanur TURGUT

Jüri Üyesi Prof. Dr. Bora BAĞIŞ

Jüri Üyesi Doç. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

Bu tez KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın 09/08/2016 tarih ve 16 sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Süleyman BAYKAL

DEKAN V.

AĞUSTOS-2016

TRABZON

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, kaynak gösterilerek tezimden yararlanılabileceğini beyan ederim.

09/08/2016

Hamiyet KILINÇ

Bu tez çalışması Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2016/BAP/Proje No: TDH-2016-5290 kodlu proje ile desteklenmiştir.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince desteğini her zaman hissettiğim, tez çalışmamın gerçekleşmesi için gerekli imkanın sağlanmasında ve tezimin her aşamasında yardımlarını benden esirgemeyen, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Sedanur Turgut'a,

Bana bilgi ve birikimleri ile yol gösteren Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Doç. Dr. Subutay Han Altıntaş başta olmak üzere, anabilim dalımızın öğretim üyeleri Sayın Doç. Dr. Fatih Mehmet Korkmaz ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Elif Aydoğan Ayaz'a,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma, bölümümüz çalışanlarına ve tüm fakülte çalışanlarına,

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında, laboratuvarlarının olanaklarından yararlanmamı sağlayan Trabzon AsLabor'ın tüm çalışanlarına ve bu tez çalışmasının istatistiksel analizlerinin yapılmasında emeği geçen Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi Doç. Dr. Tamer Tüzüner'e,

Hayatımın her döneminde beraber gülüp beraber ağladığım, sevgi ve sabırları ile her türlü fedakarlığı göstererek yanımda olan, şu an bulunduğum yerde durabildiğim için kendilerine teşekkürü borç bildiğim canım annem, babam ve kardeşlerime,

Karşıma çıkan engelleri aşmamda en büyük yardımcım olan, sevgi ve anlayışı hiç bitmeyen, varlıkları ile hayatıma anlam katan sevgili eşim Dr. Serdar Kılınç'a ve biricik oğlum, kıymetlim Kıvanç Kaan Kılınç'a,

EN İÇTEN TEŞEKKÜRLERİMLE...

İÇİNDEKİLER

İç Kapak Sayfası	Sayfa
KABUL VE ONAY	IV
BEYAN	V
TEŞEKKÜR	VI
İÇİNDEKİLER	VII
TABLolar DİZİNİ	XII
RESİMLER DİZİNİ	XV
ŞEKİLLER DİZİNİ	XVI
SİMGELER KISALTMALAR ve FORMÜLLER DİZİNİ	XIX
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	6
4.1. CAD/CAM SİSTEMLERİ	6
4.1.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	8
4.1.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	9
4.1.4. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Başarısı İçin Gereken Faktörler	9
4.2. Dental CAD/CAM Sistemleri İle Kullanılabilen Estetik Materyaller	10
4.2.1. Feldspatik Seramikler	11
4.2.2.1. Vita Feldspatik Blokları	12
4.2.2. Lösit İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	16
4.2.3. Lityum Disikat İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	17
4.2.4. Oksit Seramikler	18
4.2.4.1. Cam İnfiltre Oksit Seramikler	18
4.2.4.2. Sinterlenen Oksit Seramikler	19

4.2.4. Nanoseramikler	19
4.2.4.1. Lava Ultimate	20
4.2.4.1. Cerasmart	22
4.2.5. Hibrit Seramikler	24
4.2.5.1. Vita Enamic	24
4.2.6. Zirkonya İle Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler	27
4.2.6.1. Vita Suprinity	27
4.3. Restoratif Materyallerde Yüzey Bitirme İşlemleri	32
4.3.1. Glaze	32
4.3.2. Polisaj	32
4.3.3. Bitim ve Polisaja Etki Eden Faktörler	34
4.3.4. Dental Materyallerin Polisaj Aşamaları	35
4.3.5. Aşındırıcıların Sınıflandırılması	36
4.2.5.1. Gren Çapına Göre Aşındırıcılar	36
4.2.5.2. Kaplama Şekline Göre Aşındırıcılar	36
4.4. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk	37
4.4.1. Materyallerin Işığın Yayılımına Etki Eden özellikleri	39
4.4.1.1. Opasite	39
4.4.1.2. Yarı Saydamlık	40
4.4.1.3. Saydamlık	40
4.4.1.4. Fosforesans Özelliği	40
4.4.1.5. Floresans Özelliği	40
4.4.1.6. Opalesans Özelliği	41
4.4.1.7. Metamerizm	41
4.4.2. Renk Olgusu ve Algılanması	42
4.4.3. Renk Sistemleri	43

4.4.3.1. Munsell Renk Sistemi	43
4.4.3.2. CIE Renk Sistemi.....	45
4.4.3.3. CIE $L^*a^*b^*$ Renk Sistemi	46
4.4.4. Renk Ölçüm Yöntemleri	48
4.4.4.1. Görsel Renk Ölçümü	49
4.4.4.2. Cihaz Kullanılarak Yapılan Renk Ölçümü	49
4.4.4.2.1. Kolorimetre	49
4.4.4.2.2. Spektrofotometre	50
4.4.4.2.3. Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri	51
5. GEREÇ VE YÖNTEM.....	52
5.1. Örneklerin Hazırlanması.....	55
5.1.1. Lava Ultimate Örneklerin Hazırlanması.....	55
5.1.1.1. Lava Ultimate Materyali İçin Alt Grupların Oluşturulması	57
5.1.1.1.1. Lava Ultimate Kontrol Grubunun Oluşturulması	57
5.1.1.1.2. Lava Ultimate Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması	57
5.1.1.1.3. Lava Ultimate Glaze Grubunun Oluşturulması	60
5.1.2. Cerasmart Örneklerin Hazırlanması	61
5.1.2.1. Cerasmart Materyali İçin Alt Grupların Oluşturulması.....	62
5.1.2.1.1. Cerasmart Kontrol Grubunun Oluşturulması.....	62
5.1.2.1.2. Cerasmart Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması	62
5.1.2.1.3. Cerasmart Glaze Grubunun Oluşturulması.....	62
5.1.3. Vita Enamic Örneklerin Hazırlanması.....	63
5.1.3.1. Vita Enamic Materyali İçin Alt Grupların Oluşturulması	63
5.1.3.1.1. Vita Enamic Kontrol Grubunun Oluşturulması	63
5.1.3.1.2. Vita Enamic Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması	64
5.1.3.1.3. Vita Enamic Glaze Grubunun Oluşturulması	64

5.1.4. Vita Suprinity Örneklerin Hazırlanması	65
5.1.4.1. Vita Suprinity Materyali İçin Alt Grupların Oluşturulması.....	65
5.1.4.1.1. Vita Suprinity Kontrol Grubunun Oluşturulması	65
5.1.4.1.2. Vita Suprinity Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması.....	65
5.1.4.1.3. Vita Suprinity Glaze Grubunun Oluşturulması	66
5.1.5. Vita Mark II Örneklerin Hazırlanması.....	67
5.1.5.1. Vita Mark II Materyali İçin Alt Grupların Oluşturulması	67
5.1.5.1.1. Vita Mark II Kontrol Grubunun Oluşturulması	67
5.1.5.1.2. Vita Mark II Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması	67
5.1.5.1.3. Vita Mark II Glaze Grubunun Oluşturulması	68
5.2. Örnek Kalınlıklarının Kontrolü	69
5.3. Renk Ölçüm Kutusunun Hazırlanması	69
5.4. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	70
5.5. Yaşlandırma Testi	71
5.6. Yaşlandırma Testi Sonrası Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	73
5.7. İstatistiksel Analiz.....	73
6. BULGULAR.....	74
6.1. Materyal Gruplarının Farklı Yüzey Bitirme Prosedürleri Sonrası Renk Değerlerine Ait Bulgular	74
6.2. UV Yaşlandırma İşlemi Uygulandıktan Sonraki Renk Değerlerine Ait Bulgular	83
6.3. UV Yaşlandırma İşlemi Öncesi ve Sonrası İkili Karşılaştırmalar	86
6.4. UV Yaşlandırma İşlemi Sonrası Meydana Gelen Renk Değişim (ΔE^*) Bulguları	94
6.5. UV Yaşlandırma İşlemi Sonrası Meydana Gelen Renk Değişimlerinin Görsel Olarak Değerlendirilmesi	99
7. TARTIŞMA.....	100

8. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	118
9. KAYNAKLAR	122
10. ÖZGEÇMİŞ	140



TABLOLAR DİZİNİ

Tablo		Sayfa
Tablo 1.	Vita feldspatik bloklarının kimyasal kompozisyonu	13
Tablo 2.	Vita feldspatik blokları için önerilen kullanım alanları	14
Tablo 3.	Vita Enamic seramik yapı bileşenleri	25
Tablo 4.	Vita Suprinity materyalinin kimyasal kompozisyonu	28
Tablo 5.	Vita Suprinity restorasyonlarda tavsiye edilen minimum materyal kalınlıkları	29
Tablo 6.	O'Brien'in klinik olarak renk eşleşmesi	48
Tablo 7.	NBS kriterleri	48
Tablo 8.	Çalışmada kullanılan restoratif materyaller	53
Tablo 9.	Örnek grupları (n=10)	54
Tablo 10.	Vita Suprinity materyali için kristalizasyon programı	65
Tablo 11.	Vita Suprinity materyali için glaze	67
Tablo 12.	Vita Mark II materyali için glaze programı	69
Tablo 13.	Yüzey işlemleri sonrası örnek gruplarına ait L_1^* , a_1^* , b_1^* , C_1 ve h_1 değerleri	75
Tablo 14.	Kontrol grubu örneklerin L_1^* , a_1^* , b_1^* , C_1 ve h_1 değerlerine ait p değerleri	76
Tablo 15.	Manuel polisaj grubu örneklerin L_1^* , a_1^* , b_1^* , C_1 ve h_1 değerlerine ait p değerleri	77
Tablo 16.	Glaze grubu örneklerin L_1^* , a_1^* , b_1^* , C_1 ve h_1 değerlerine ait p değerleri	78
Tablo 17.	Örneklerin L_1^* , a_1^* , b_1^* , C_1 ve h_1 değerlerinin yüzey biritleme prosedürleri gruplarına göre p değerleri	79

Tablo 18.	UV Yaşlandırma işlemi sonrası örneklere ait L_2^* , a_2^* , b_2^* , C_2 ve h_2 değerleri	83
Tablo 19.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, LUK grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	87
Tablo 20.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, LUM grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	87
Tablo 21.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, LUG grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	88
Tablo 22.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, CEK grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	88
Tablo 23.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, CEM grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	89
Tablo 24.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, CEG grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırılma sonuçları	89
Tablo 25.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, ENK grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	90
Tablo 26.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, ENM grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	90
Tablo 27.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, ENG grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	91
Tablo 28.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, SPK grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	91
Tablo 29.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, SPM grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırılma sonuçları	92
Tablo 30.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, SPG grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	92

Tablo 31.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, VMK grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	93
Tablo 32.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, VMM grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	93
Tablo 33.	UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, VMG grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	94
Tablo 34.	UV yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen ΔE^* verileri	94
Tablo 35.	UV yaşlandırma işlemi sonrası, tüm materyallerin kontrol grubu örneklerinin ΔE^* verilerine ait P, standart hata, alt ve üst sınır değerleri	96
Tablo 36.	UV yaşlandırma işlemi sonrası, tüm materyallerin manuel polisaj grubu örneklerinin ΔE^* verilerine ait P, standart hata, alt ve üst sınır değerleri	97
Tablo 37.	UV yaşlandırma işlemi sonrası, tüm materyallerin glaze grubu örneklerinin ΔE^* verilerine ait P, standart hata, alt ve üst sınır değerleri	98
Tablo 38.	UV yaşlandırma sonrası renk değişikliklerinin görsel olarak değerlendirilmesi	99

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil		Sayfa
Şekil 1.	Elektromanyetik spektrum	39
Şekil 2.	Munsell'in üç boyutlu renk sistemi	41
Şekil 3.	Munsell renk sisteminde hue, value, kroma	44
Şekil 4.	CIE renklerin tristimulus değerleri eğrisi	45
Şekil 5.	CIE $L^*a^*b^*$ üç boyutlu renk sistemi	46
Şekil 7.	Farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan materyallerin L_1^* değerleri	80
Şekil 6.	Farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan materyallerin a_1^* değerleri	81
Şekil 7.	Farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan materyallerin b_1^* değerleri	81
Şekil 8.	Farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan materyallerin C_1 değerleri	82
Şekil 9.	Farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan materyallerin h_1 değerleri	82
Şekil 10.	UV yaşlandırma işlemi sonrası L_2^* değerleri	84
Şekil 11.	UV yaşlandırma işlemi sonrası a_2^* değerleri	84
Şekil 12.	UV yaşlandırma işlemi sonrası b_2^* değerleri	85
Şekil 13.	UV yaşlandırma işlemi sonrası C_2 değerleri	85
Şekil 14.	UV yaşlandırma işlemi sonrası h_2 değerleri	86
Şekil 15.	UV yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen ΔE^* değerleri	95

RESİMLER DİZİNİ

Resim		Sayfa
Resim 1.	Vita Mark II, Triluxe, Triluxe forte, RealLife bloklar	12
Resim 2.	Vita Azkent Plus boyama ajanı kullanılması	15
Resim 3.	Cut-back tekniği ile restorasyona Vita VM 9 porseleni uygulanması	15
Resim 4.	Uyumlama işlemleri için önerilen yuvarlak uçlu ve ince grenli frezler	26
Resim 5.	Lava Ultimate bloklar	20
Resim 6.	Lava Ultimate bloğu için preparasyon işlemleri	21
Resim 7.	Restorasyonun intraoral tesviye işlemleri	22
Resim 8.	Silan uygulanması, adeziv simantasyon yapılması	22
Resim 9.	Cerasmart bloklar	22
Resim 10.	Vita Enamic bloklar	24
Resim 11.	Vita Enamic bloğu için preparasyonun dizaynı	25
Resim 12.	Üretim sonrası tesviye ve polisaj işlemleri	26
Resim 13.	Vita Enamic boyama kiti kullanılması	26
Resim 14.	Vita VM LC veneer kompoziti ile ilaveler yapılması	26
Resim 15.	Dışın asitlenmesi, restorasyonun silanizasyonu	26
Resim 16.	Adeziv simantasyonu tamamlanmış kronun intraoral görüntüsü	27
Resim 17.	Vita Suprinity bloğu	27
Resim 18.	Vita Suprinity restorasyonun blok üzerindeki millenmiş hali	31
Resim 19.	Vita Azkent Plus boyama ajanı ile renk uyumlaması	31
Resim 20.	Vita VM 11 porseleni ile cut-back tekniği uygulanması	31

Resim 21.	Kristalizasyon sonrası manuel polisaj yapılması	32
Resim 22.	Doğal dişin yansıyan ışıkta mavimsi, iletilen ışıkta turuncu görülmesi	41
Resim 23.	Micracut 125 düşük hızlı kesme cihazı	55
Resim 24.	Örneklerin düşük hızlı kesme cihazı ile elde edilmesi	56
Resim 25.	Örnek kenarlarının düzeltilmesi	56
Resim 26.	Lava Ultimate (LU) örnekler	56
Resim 27.	Örneklerin ultrasonik temizleyicide temizlenmesi	57
Resim 28.	Meisinger polisaj seti	58
Resim 29.	Kaba düzeltme ve konturlama işlemleri	58
Resim 30.	Kahverengi lastik frezin kullanılması	59
Resim 31.	Silindirik ve disk formundaki yeşil lastik frezin uygulanması	59
Resim 32.	Kıl fırçanın polisaj patı ile birlikte kullanılması	59
Resim 33.	Örnek yüzeyinin ince grenli elmas frez ile pürüzlendirilmesi	60
Resim 34.	Yüze bonding ajanı uygulanması	60
Resim 35.	Glaze materyalinin tüm yüzeye uygulanması	61
Resim 36.	Glaze materyalinin polimerize edilmesi	61
Resim 37.	Cerasmart (CE) örnekler	61
Resim 38.	Örnek yüzeylerinin kumlanması	62
Resim 39.	Örnek yüzeyine seramik primer uygulanması	63
Resim 40.	Vita Enamic (EN) örnekler	63
Resim 41.	Örnek yüzeyine hidroflorik asit jeli uygulanması	64

Resim 42.	Örnek yüzeyinin hava su spreyi ile yıkanması	64
Resim 43.	Vita Suprinity örneklerin kristalizasyonu	66
Resim 44.	Vita Suprinity (SP) örnekler	66
Resim 45.	Vita Mark II (VM) örnekler	67
Resim 46.	Vita Mark II yüzeyine manuel polisaj uygulanması	68
Resim 47.	Vita Mark II örneklere glaze uygulanması	68
Resim 48.	Yüzey bitirme işlemleri sonrası örnek kalınlığı kontrolü	69
Resim 49.	Renk ölçüm kutusu	70
Resim 50.	Renk ölçümünde kullanılan spektrofotometre	70
Resim 51.	Nötral gri zemin üzerinde ölçümlerinin yapılması	71
Resim 52.	UV yaşlandırma işlemi için hazırlanan metal kalıpların görüntüsü	71
Resim 53.	Örneklerin metal yuvalara dizilmesi	72
Resim 54.	Yaşlandırma cihazı (Atlas UV 2000)	72
Resim 55.	Yaşlandırma işlemi uygulanan bazı örneklerin görüntüsü	73

KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

a*	Rengin kırmızı-yeşil eksenindeki yeri
Al₂O₃	Alüminyum Oksit-Alümina
b*	Rengin sarı-mavi eksenindeki yeri
B₂O₃	Baron trioksit
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim
CaO	Kalsiyum oksit
CE	Cerasmart
CIE	Commission Internationale de l'Eclairage
cm	Santimetre
dk	Dakika
EN	Vita Enamic
G	Glaze
GPa	Cigapaskal
HT	High translucency
K	Kontrol
KAlSi₂O₆	Potasyum alüminyum silikat
K₂O	Potasyum oksit
kJ/m²	Birim alana düşen enerji
L*	Rengin siyah-beyaz eksenindeki yeri
Li₂O	Lityum oksit
Li₂Si₂O₅	Lityum disilikat
Li₂Si₂O₃	Lityum metasilikat
LT	Low translucency
LU	Lava Ultimate
M	Manuel polisaj

mm	Milimetre
MO	Medium Opaque
MPa	Megapaskal
n	Örnek sayısı
Na₂O	Sodyum oksit
NBS	National Bureau of Standards
p	Anlamlılık
RNC	Rezin nanoseramik
SiO₂	Silisyum dioksit
Sn	Saniye
Std	Standart sapma
SP	Vita Suprinity
TiO₂	Titanyum oksit
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole
VM	Vita Mark II
Y-TZP	Yitrium Tetragonal Zirkonya Polikristal
ZLS	Zirkonya infiltre lityum silikat
ZrO₂	Zirkonyum oksit
µm	Mikrometre
°C	Santigrat derece
ΔE*	Renkteki toplam değişiklik

1.ÖZET

CAD/CAM Sistemleri İle Elde Edilebilen Estetik Restorasyonların Optik Özelliklerinin Farklı Yüzey Bitirme Prosedürleri ve Yaşlandırma İşlemi Sonrasında İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi

Nanoseramik ve hibrit materyallerin üretilmesi ile seramik ve kompozit materyallerinin avantajlarını bir araya getirmek amaçlanmıştır. Estetik restorasyonlarda kullanılan bu materyaller, CAD/CAM sistemleri ile üretim sonrası farklı yüzey bitirme işlemleri ile hazırlanabilmektedirler. Bu çalışmanın amacı; farklı kimyasal içerikli 5 farklı estetik CAD/CAM materyalinin optik özelliklerini, farklı yüzey bitirme işlemleri ve UV yaşlandırma işlemi sonrasında değerlendirmektir.

Bu çalışmada, Lava Ultimate (LU), Cerasmart (CE), Vita Enamic (EN), Vita Suprinity (SP) ve Vita Mark II (VM) materyalleri kullanıldı. Toplam 150 adet dikdörtgen şekilli örnek (14×12×1mm) A1 rengine, düşük hızlı kesme cihazı kullanılarak hazırlandı (Micracut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon, Türkiye) (n=10). Renk ölçümleri, manuel polisaj (M), glaze (G), kontrol (K) olmak üzere farklı yüzey bitirme prosedürleri ve UV yaşlandırma işlemi sonrasında spektrofotometre cihazı ile (Vita Easysshade Advance 4.0, Vita Zahnfabrik) gerçekleştirildi. L^* , a^* , b^* , C (kroma) ve h (hue) parametreleri kaydedildi ve ΔE^* değerleri hesaplandı. Veriler, İki Yönlü Anova Testi, Fisher's LSD Test ve Eşleştirilmiş Örnekler T-Testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi ($p<0,05$).

SP ve VM blokları için glaze tekniği, diğer yüzey bitirme işlemi gruplara göre anlamlı derecede yüksek L_1^* değeri ile sonuçlanmıştır ($p<0,05$). LU, CE, SP ve VM materyallerinin kontrol alt grubuna ait b_1^* değerleri, manuel polisaj ve glaze gruplarına göre anlamlı fark göstermiştir. SP materyalinin C_1 değeri, diğer materyallere göre yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). En yüksek h_1 değeri LUG grubunda elde edilmiştir ($p<0,05$). UV yaşlandırma işleminden sonra, seramik-polimer materyallere ait alt gruplarda elde edilen $L_1^*-L_2^*$, $a_1^*-a_2^*$, $b_1^*-b_2^*$, C_1-C_2 ve h_1-h_2 parametreleri arasındaki fark; LUG ($p=0,158$), CEK ($p=0,314$) ve CEG ($p=0,215$) gruplarının h_1-h_2 değeri hariç anlamlı düzeydedir. Nanoseramik ve hibrit materyallerde, yaşlandırma sonrası renk değişim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). En yüksek ΔE^* değeri LU glaze grubunda bulunurken ($\Delta E^*=22,7$), en düşük ΔE^* değeri VM kontrol grubunda ($\Delta E^*=0,86$) elde edilmiştir. En yüksek ortalama renk değişimi değeri, LU ($\Delta E^*=20,18$) materyalinde izlenmiş, onu sırasıyla CE ($\Delta E^*=16,64$), EN ($\Delta E^*=5,77$), SP ($\Delta E^*=1,93$) ve VM ($\Delta E^*=1,26$) materyalleri takip etmiştir. SP ve VM malzemelerinin ΔE^* değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Glaze uygulaması, LU ve CE malzemelerinde daha yüksek ΔE^* değeri elde edilmesine neden olmuştur ($p<0,001$). EN materyali, glaze uygulaması sonrası ($\Delta E^*=4,64$); manuel polisaj ($\Delta E^*=6,6$) ve kontrol ($\Delta E^*=6,09$) gruplarına oranla daha düşük renklenme oranı göstermiştir. SP ve VM malzemelerinde yaşlandırma sonrası renk değişimi değeri, yüzey bitirme prosedüründen etkilenmemiştir ($p>0,05$).

Estetik gereksinimin yüksek olduğu özellikle anterior bölgedeki vakalarda, nanoseramik ve hibrit materyaller yerine, seramik malzemelerinin seçimi daha iyi bir tercih gibi görünmektedir. Renk stabilitesi açısından, LU ve CE materyallerine manuel polisaj, EN materyaline glaze uygulaması önerilebilir. Seramik materyallerde, manuel polisaj tekniği kullanılarak, glaze uygulanmış yüzeyler ile karşılaştırılabilir özellikte yüzeyler elde etmek mümkündür.

Anahtar sözcükler: CAD/CAM, nanoseramik, hibrit materyal, renk, UV yaşlandırma

2.SUMMARY

In-Vitro Evaluation of Optical Behavior of Esthetic Restorations Fabricated With CAD/CAM Systems After Different Surface Finishing Procedures and Aging Process

With the production of nano-ceramic and hybrid materials, it is intended to combine the advantages of ceramics and composite materials. These materials that used for esthetic restorations can be prepared with different surface finishing procedures after produced with CAD/CAM systems. The purpose of this study was to evaluate optical properties of 5 different esthetic CAD/CAM materials with different chemical composition after different finishing procedures and UV aging process.

In this study, Lava Ultimate (LU), Cerasmart (CE), Vita Enamic (EN), Vita Suprinity (SP) and Vita Mark II (VM) materials were used. Total of 150 square-shaped samples (14×12×1mm) at A1 shade were prepared with low speed sectioning saw (Micracut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon, Turkey) (n=10). Color measurements were carried out after different surface finishing procedures as control (C), manual polishing (M), glazing (G) and UV aging process, using a spectrophotometer device (Vita Easyshade Advance 4.0, Vita Zahnfabrik). L^* , a^* , b^* , C (chroma) and h (hue) parameters were recorded and ΔE^* values were calculated. Data were statistically analysed using Two-Way Anova, Fisher's LSD Test and Paired Samples T-test ($p < 0,05$).

For SP and VM blocs, glazing technique resulted in a significantly higher L_1^* value compared with the other surface finishing groups ($p < 0,05$). b_1^* values of LU, CE, SP and VM materials control sub-groups, showed a significant difference than manual polishing and glaze groups. C_1 value of SP material was found higher than other materials ($p < 0,05$). The highest h_1 value was obtained in the LUG group ($p < 0,05$). After UV aging process, there were significant differences between $L_1^*-L_2^*$, $a_1^*-a_2^*$, $b_1^*-b_2^*$, C_1-C_2 ve h_1-h_2 parameters of nanoceramic and hybrid materials subgroups; except h_1-h_2 value of LUG ($p=0,158$), CEK ($p=0,314$) and CEG ($p=0,215$) groups. Statistically significant differences were found among color change parameters of nanoceramic and hybrid materials after UV aging. The highest ΔE^* value was obtained in LU glaze group ($\Delta E^*=22,7$), while at least VM control group ($\Delta E^*=0,86$). The highest mean color change value was observed in the material of LU ($\Delta E^*=20,18$) and it is followed by CE ($\Delta E^*=16,64$), EN ($\Delta E^*= 5,77$), SP ($\Delta E^*=1,93$) and VM ($\Delta E^*=1,26$) blocs. There were no statistically significant difference between ΔE^* values of SP and VM groups ($p > 0,05$). Glazing technique resulted in a higher ΔE^* value compared with the others for the LU and CE materials ($p < 0,001$). EN material showed lower discoloration rate than than manual polishing ($\Delta E^*=6,6$) and control groups ($\Delta E^*=6,09$) after glaze application ($\Delta E^*=4,64$). Color change value was not affected by surface finishing procedures for the VM and SP blocs after aging ($p > 0,05$).

The cases which highly esthetic requirements are demanded especially in the anterior region, ceramic materials seems to be better choice than nanoceramic and hybrid materials. In terms of color stability, manual polishing is recommended for LU and CE, and glazing procedure for EN material. It is possible to create comparable glazing surfaces for ceramic materials by using manual polishing techniques.

Key words: CAD/CAM, nanoceramic, hybrid materials, color, UV aging

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Geçmişten günümüze kadar restoratif diş hekimliğinin en önemli amaçları; kaybedilmiş olan doku bütünlüğünün tekrar sağlanması, fonksiyon ve fonasyonun iadesi ve estetiğin elde edilmesi olmuştur. Dental seramikler üstün biyolojik uyumluluğu, kimyasal stabilitesi, ağız içi sıvılardan etkilenmemesi, renk değişikliğine uğramaması, çiğneme kuvveleri karşısında minimum aşınması, ısı iletkenliğinin doğal diş dokusununkine yakın olması ve estetik özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde sıkça kullanılmaktadır (1-3). Tüm bu avantajlarının yanında tam seramik sistemleri; kırılma olma, dentine benzer esnekliğe sahip olmaması ve ağız içinde tamir edilememesi gibi dezavantajlara sahiptir (4). Lösit veya lityum disilikat içerikli cam seramikler son yıllarda popüler hale gelen dental malzemelerden bazılarıdır (5-7). Dayanıklılık, işlenebilirlik, estetik gibi özellikler açısından materyallerin birbirlerine göre farklı üstünlükleri vardır (7).

Kendine özgü avantajları ile estetik diş hekimliğinde yaygın kullanım alanına sahip materyallerden bir tanesi de dental kompozitlerdir. Dental seramiklerin kırılma ve rijit özellikleriyle karşılaştırıldığında, kompozitlerin daha az kırılma olma bu materyallerin olumlu yanısıdır ancak fiziksel olarak yumuşak ve pöröz bir yapıda olmaları, oklüzal kuvvetler karşısında aşınmalarına ve zamanla renk değiştirmelerine neden olur (8). Bu nedenlerle her iki materyalin de avantajlarını içeren ve doğal dişin fiziksel ve yapısal özelliklerini taklit eden “polimer-infiltrat-seramik-ağ” (polimer-infiltrated-ceramic-network) yapısına sahip hibrit seramikler geliştirilmiştir (9). Bu malzemeler; konvansiyonel seramiklere göre daha esnektir. Üst yapı materyalinin tabakalar halinde atma ve kırılma riski daha düşüktür. Tesviye ve polisaj işlemleri daha kolaydır. Fırınlama gerektirmezler. Tek diş kronları, inley, onley restorasyonlar ve implant üstü kronlar için uygundur (10). Günümüzde farklı ticari markalara ait çeşitli nanoseramik ve hibrit materyaller mevcuttur.

Dental restorasyonlarda kullanılan materyallerin, yapısal ve estetik özellikleri geliştirmeye yönelik tüm bu yenilikler sonucunda, protetik tedaviler için her geçen gün farklı seçenekler oluşturulmaktadır (11, 12). Klinik başarının elde edilmesinde, kullanılan materyal kadar, malzemeye uygun üretim tekniğinin seçilmesi de önemlidir. Son yıllarda CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim)

teknolojisinin kullanımında da büyük bir artış olmuştur. İntraoral tarama cihazlarındaki gelişim, daha hızlı ve daha hassas freze makineleri, daha dayanıklı ve daha sert CAD/CAM materyallerinin üretilmesi de bu ilerlemeyi hızlandırmaktadır. Bu teknoloji ile sisteme uygun olarak üretilen materyaller kullanılarak, yüksek ve uniform kalitede restorasyonların elde edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi hedeflenmiştir (11). Geleneksel yöntemlerle seramik üretimi; zaman alıcı olması, yeterli hassasiyette olmaması gibi dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle CAD/CAM sistemleri hem hekim hem de laboratuvar çalışanları için daha iyi bir seçenek olmaktadır. Ayrıca, CAD/CAM ile kullanılan endüstriyel fabrikasyon bloklar daha homojendir ve daha az üretim hatası içerir (12, 13). Geleneksel laboratuvar metotlarıyla kullanılamayan frezelenmesi zor olan bazı materyaller bu teknoloji ile kullanılabilir ve işlemlerin standardizasyonu sağlanabilir (14, 15). CAM üretiminden sonra, malzemenin kullanım talimatlarına uygun olarak, manuel düzeltmeler, materyal ilavesi, renklendirmeler ve final cilalanmalar kolaylıkla yapılabilir (16, 17).

Geleneksel seramik restorasyonlar, üretim sonrası genellikle glaze fırınlaması gerektirirler. Ancak üretici firma talimatlarına göre, yeni nesil nanoseramik ve hibrit materyaller, fırınlama işlemine gerek olmaksızın manuel polisaj tekniği ile simantasyona hazır hale getirilebilirler ya da ışık ile pomerize olan glaze materyalleri ile bitirilebilirler (18). Güncel literatürde, dental restorasyonlar için, glaze işlemine alternatif olarak kullanılacak değişik polisaj tekniklerini ve uygulamalarını destekleyen çeşitli araştırmalar mevcuttur (19-21).

Doğal diş ile yapay dişin optik özelliklerinin tam anlamıyla uymasını sağlamak, genellikle zordur. Dişlerin optik özellikleri, mine ve dentin gibi dişin sert dokularına dağınık gelen ışığın yansımaları ile oluşur. Bir restorasyonun doğal diş gibi algılanmasında o restorasyonun rengi, formu, anatomisi ve yüzey pürüzlülüğü gibi faktörler etkili olmaktadır (19, 22, 23). Pürüzlü bir restorasyon yüzeyi, pürüzsüz bir yüzeye göre ışığı daha düzensiz yansıtacağından, rengin farklı algılanmasına sebep olur. Bu yüzden yüzey özellikleri, restorasyonun estetiği ve rengi açısından çok önemlidir. Bunların yanında restorasyonun yüzey pürüzlülüğü, hastanın konforunu da doğrudan etkileyen bir faktördür (20, 24). Yüzeydeki 0,3 um boyutlarındaki bir pürüzlü alan dil tarafından hissedilebilir. İdeal olarak gerçekleştirilmiş yüzey bitirme ve parlatma

işlemleri, restorasyonun klinik ömrü ve renk stabilitesini de önemli oranda arttırır (25-27).

Yeni bir materyal sistemi değerlendirilirken, o malzemenin renklenmeye direnci önemli bir klinik ölçüt olarak kabul edilmektedir. Restorasyonların optik özellikleri ile ilgili yapılmış çalışmalarda, yaşlandırma işleminin, renk faktörü üzerinde etkisinin olduğu belirtilmiştir (28-30).

Bu bilgilerin ışığı altında, çalışmamızın amacı: 1) CAD/CAM ile kullanılabilen farklı yapıdaki estetik materyallerin optik özelliklerini, farklı yüzey bitirme işlemleri sonrasında karşılaştırmak ve 2) UV yaşlandırma işlemi sonrasında meydana gelebilecek olan renk değişiminin, kullanılan materyal ve uygulanan yüzey bitirme prosedürü faktörlerine bağlı olup olmadığını değerlendirmektir.

Çalışmanın sıfır hipotezleri;

- 1) Farklı yapıdaki estetik CAD/CAM materyallerin, yüzey bitirme işlemleri sonrasında göstereceği optik değerler arasında fark yoktur.
- 2) Farklı yapıdaki estetik CAD/CAM materyallerin, UV ile yaşlandırma işlemi sonrası göstereceği optik değerler arasında fark vardır.
- 3) Farklı yüzey bitirme işlemlerinin uygulanması, aynı materyalde yaşlandırma testinden sonra meydana gelebilecek olan renk değişim miktarını etkilemez.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. CAD/CAM Sistemleri

1950-1960 yıllarında CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemlerinin değişik tipleri endüstri alanına girmeye başladığında diş hekimliğinde de çarpıcı gelişmeler olacağı beklenmekteydi. İlk endüstriyel uygulamalarda objelerin geometrileri diş hekimliğinde ihtiyaç duyulan restorasyonlara kıyasla oldukça basitti. Yine de aynı teknik dental kronların yapımı için uygulanabilirdi. Ancak bilgisayarların hesaplama gücü sınırlıydı ve bir gigabyte sürücü diye bir şey henüz duyulmamıştı. CAM sistemleri çok büyüktü ve masaüstü bir tornalama cihazı oldukça gülünç gelmekteydi (31).

Geçmişte diğer endüstriyel ürünlerin tersine, dental araçlar terzi elinden çıkmış gibi hastaların bireysel koşullarına göre üretilmekteydi. 20. Yüzyıla gelindiğinde hem dental materyaller hem de dental teknolojilerde dikkati çekecek gelişmeler olmuştur (32). Kayıp mum tekniği ile metal alaşımların dökümü, akrilik rezinlerin hamur halinde modelasyonu ve polimerizasyonu, dental porselenin fırınlanması gibi sistemler geliştirilmiştir ancak bu sistemler artık konvansiyonel dental laboratuvar yöntemleri olarak bilinmektedirler. Zamanla dental materyallerin estetik ve dayanıklılığı ile ilgili beklentilerin artması nedeniyle; dental restorasyonların yapımı için yeni, yüksek dayanıklılığa sahip seramik materyaller geliştirilmiştir. Bu materyallerin konvansiyonel yöntemlerle tam uyumlu olmamaları nedeniyle de çeşitli üretim teknolojileri ve sistemleri geliştirilmiştir. Bunun için geliştirilen teknolojilerden birisi de bilgisayar destekli tasarım ve üretimdir (33).

Diş hekimliğinde ilk CAD/CAM uygulamaları 1970'li yıllarda Amerika'da Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret ve İsviçre'de Werner Moermann ve Marco Brandestini tarafından gerçekleştirilmiştir. Young ve Altschuler 1977'de intraoral grid yüzey haritalama amacıyla optik bir araç geliştirmişlerdir. Ancak; diş hekimliğinde CAD/CAM alanındaki en büyük gelişmeler 80'li yıllarda olmuştur. Dental CAD/CAM sistemlerini geliştiren 3 önemli lider firma öne çıkmıştır (34).

Dental CAD/CAM alanındaki ilk gelişmeleri Dr. Duret yapmıştır. 1971 yılından itibaren; dayanak dişin ağız içerisinden optik lusunu alma işlemi ile başlayan, fonksiyonel hareketlere uygun olarak tasarlama ve kronu sayısal olarak kontrol edilen bir torna cihazında frezeleme işlemine uzanan bir dizi sistem kullanarak kronları okluzal şekilleri fonksiyonel olacak şekilde üretmeyi başarmıştır. 1990-1991 yıllarında Fransa'da dünyada dental CAD/CAM sistemleri için büyük bir etki yaratan Duret sistemini geliştirmiştir ve daha sonra bu sistem Sopher® Bioconcept sistem olarak piyasaya sunulmuştur (33,34). İkinicisi, CEREC (Cerec, Siemens GmbH, Germany) sistemin geliştiricisi Dr. Moermann'dır. Bu yeni teknolojiyi hasta başında, klinikte kullanmayı denemiştir. Prepare edilmiş kaviteyi intraoral bir kamera ile grntlemiş ve hasta başında, kompakt bir cihaz yardımıyla inleylerin tasarımı ve seramik bloklardan kazınarak üretimini başarmıştır. Bu sistemin ortaya çıkışı gerçekten büyük bir yenilik olmuştur nk aynı gün içerisinde seramik restorasyon yapılmasını mümkün kılmıştır. Zaten diş hekimleri arasında CAD/CAM terimi bu sistem tanıtıldığında yaygınlaşmaya başlamıştır (34). Üçüncüsü, Procera (Nobel Biocare, Goteburg, Sweeden) sistemin geliştiricisi Dr. Andersson'dur. 1980'lerin başında altın fiyatlarındaki artış nedeniyle altın alaşımların yerine nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, özellikle kuzey Avrupa'da metal alerjisi problemi ortaya çıkmıştır ve alerjik olmayan titanyumun kullanımı gündeme gelmiştir. O zamanlarda titanyumun hassas bir şekilde dökümünün zor olması nedeniyle Dr. Andersson, titanyum kopinglerin spark erozyon yöntemiyle üretilmesini gündeme getirdiği CAD/CAM teknolojisini tanıtılmıştır. Bu sistem daha sonra tüm seramik alt yapıların üretimi için tüm dünyada ağ bağlantılı bir üretim merkezi olarak geliştirilmiştir (33).

Dental CAD/CAM teknolojilerinin kullanılmasıyla, restorasyon üretiminin daha kolay ve pratik olacağı düşünülmektedir. Ancak, gerçekte dental CAD/CAM sistemleri düşünüldüğü kadar basit uygulanamayabilirler. Bu sistemlerde olması gereken zellikler;

- Toplam maliyet, preparasyon süresi ve restorasyonun üretimi için sistemin kullanılabilirliği, konvansiyonel sistemler ile aynı seviyede ya da onlardan daha iyi düzeyde olmalıdır. Yeni sistemin, laboratuvar ve klinik çalışmalarında pratik olduğundan emin olunmalıdır.

- Dayanak dişlerin, komşu ve karşıt dişlerin morfolojileri tasarım öncesinde tam olarak görüntülenebilmeli ve dijitalize edilebilmelidir. Ancak, ince hazırlanmış basamakların varlığında ve benzeri durumlarda mevcut görüntüleyicilerle bunu sağlamak pek mümkün değildir. Bu yüzden karmaşık ve ince bölgelerin yüksek hassaslıkta görüntülenebilmeleri için doğru ve kompakt görüntüleyicilerin olması gerekmektedir.
- Kron ve köprülerin sayısal olarak tanımlanmaları, tipik endüstriyel ürünlere kıyasla daha karmaşıktır. Ayrıca, restorasyonun sadece dayanak dişe uyumlu olması değil; aynı zamanda hem komşu hem de karşıt dişlere uyumlu olması gerekmektedir ve bu da yine gelişmiş CAD yazılımlarına olan ihtiyacı göstermektedir.
- Kırılğan seramik materyali ile kron ve köprülerin keskin köşelerinin ve ince kenarların mekanik freze ile oluşturulma aşaması oldukça güçtür. Bu yüzden, üretimi kontrol edecek gelişmiş bir yazılım ve güçlü bir freze ünitesi gerekmektedir. Ayrıca cihazın boyutları normal bir dental laboratuvar için de uygun olmalıdır (31,34).

4.1.1. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

CAD/CAM uygulamaları beraberinde birçok avantajı da getirmiştir. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmış ve bekleme süresini kısaltmıştır. Daha iyi restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmelerini sağlamıştır. Hata potansiyelini oldukça azaltmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların da önüne geçmiştir. Tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı oluşturmamaktadırlar. Bu sayede çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkmıştır. CAD yazılımları sayesinde CAD/CAM sistemlerinden kazançlı çıkan başka bir grup ise laboratuvar teknisyenleri olmuştur. Alt yapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile dizayn edildikleri için teknisyenlerin işleri kolaylaşmıştır (34). CAD/CAM'in kullanılması ile yeni materyallerin dental restorasyon yapımı için kullanılabilmesi mümkün olmuştur. Ayrıca; CAD/CAM teknolojisinin kullanılması, CAD ile materyalin özelliğine uygun

optimal dizaynın tasarlanması ve kalite kontrolün yapılabilmesini sağlamaktadır. Bir prefabrike seramik bloğun kalite kontrolü üretici tarafından önceden yapılmıştır; bu yüzden de genellikle frezelenen üründe internal defektler bulunmaz. Ancak konvansiyonel porselen yükleme ve fırınlama aşamaları sırasında çoğu kez internal pöröziteler oluşur. Üretim aşamaları ve veriler daha sonrası için kaydedilip, arşivlenebilir (31, 34).

4.1.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

CAD/CAM restorasyonların kullanımını kısıtlayan faktörlerin başında ise üretim maliyeti gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM sistemlerinden yararlanmak hala ekonomik değildir. Monokromatik blokların kullanılması ise ideal estetik beklentilerin karşılanmamasına neden olmaktadır. Derin subgingival marjnlere sahip restorasyonların bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmekte, bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir diş eti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir (35).

4.1.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Başarısı İçin Gereken Faktörler

CAD/CAM sistemlerle elde edilen restorasyonların başarısında, hekimin ve laboratuvar çalışanın beceri ve tecrübesi kadar, sistemin tipi de önemli bir faktördür. İntraoral kameranın ve freze ünitesinin netliği, yazılım programının ve dizayn algoritmalarının sınırlamaları CAD/CAM sistemleri ile elde edilen restorasyonların klinik başarısında önemli rol oynar. Kullanılan CAD/CAM sisteminin yazılımı, yapılacak son sinterleme aşamasında oluşacak büzülme miktarını hesaplayabilmeli ve iyi bir marjinal uyum sağlayabilmelidir (36). Teknolojik gelişmelerle beraber herhangi bir boyutta ya da şekilde restorasyonlar elde etmek mümkün olmaktadır. Ancak bu teknolojik gelişmeler, hekime bağlı başarısızlık nedenlerini azaltmış olsada tam olarak elimine etmemiştir. Bu nedenle restorasyonun son halinin klinik başarısı için simantasyon ve diğer bitirme işlemlerinin dikkatli bir şekilde uygulanması gerekmektedir (34, 37).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller pratik bir şekilde frezelenmeli, frezeleme ünitesinin hasarına karşı koyabilmeli ve restorasyon hızlı bir

şekilde bitirilebilmelidir (cilalanması, renklendirilmesi, glazelenmesi). Laboratuvar esaslı sistemler alt yapı materyali olarak seramikler kadar titanyum, soy metaller ve hatta soy olmayan metalleri de işleyebilmelidir. Daha sonra bu alt yapılara geleneksel yöntemlerle porselen yüklenebilmelidir (36).

4.2. CAD/CAM Sistemleri İle Kullanılabilen Estetik Materyaller

CAD/CAM sistemi, üretilecek ürünün bilgisayar ekranında üç boyutlu olarak tasarlandığı, daha çok makine alanında kullanılan bir teknolojidir. 1971 yılında Francois Duret, endüstride kullanılan bu teknolojinin diş hekimliğine transfer edilebileceği fikrinden yola çıkarak CAD/CAM teknolojisini diş hekimliğine tanıtmıştır. 1979 yılında Heitlinger ve Rodder adlı araştırmacıların ardından 1980 yılında Moermann ve Brandestini CAD/CAM sistemleri ile ilgili çalışmalar yapmışlardır (37). 1983 yılında Fransa'da Garanciere konferansında ilk dental CAD/CAM prototipi tanıtılmıştır (36, 37). 1985 yılında ise herhangi bir laboratuvar işleme tabi tutulmadan şekillendirilip ağız içerisine yerleştirilen ilk kron elde edilmiştir (38).

Günümüze kadar bu teknoloji iki yönlü olarak ilerlemiştir. Birincisi, prefabrik seramik bloklar kullanılarak bir aşamada restorasyon yapılmasına dayanan hasta başı uygulamalar, ikincisi ise CAD/CAM teknolojilerine yönelik üretim merkezleri ve dental laboratuvarların kurulmasıdır (39). Diş hekimliğinde uygulanan restorasyon üretiminin otomasyonundan beklenen hedefler; ticari olarak üretilen materyal blokları kullanılarak daha yüksek ve üniform kalitede restorasyonların elde edilmesi, restorasyon şekillendirme işleminin standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi olmuştur (36, 40). Geleneksel restorasyonlar manuel olarak hazırlandığı için, kullanılan materyalin mekanik ve estetik özelliklerinin güvenilirliği etkilenebilmektedir (39, 40).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller, prefabrike bloklar halinde hazır bulunabilmektedirler. Bu bloklar frezeleme işlemi veya bilgisayar kontrolünde çalışan cihazlar ile kesime tabi tutulur (36, 41). Bu bloklar yarı sinterlenmiş veya tam sinterlenmiş halde bulunur. Presinterize seramiklerde bloklar pöröz olup, hızlı bir frezeleme işlemine imkân tanımaktadır. Pöröz yapının elimine edilebilmesi için tekrar bir sinterleme işlemine tabi tutulması gerekir. Tam olarak sinterlenmiş seramiklerde ise minimal pörözitede yapılar mevcut olup frezeleme işlemi zor yapılıdır, buna karşın tekrar

sinterleme işlemine tabi tutulmalarına gerek yoktur (42). Cam infiltre CAD/CAM blokları ise “slip-cast” seramikleri ile benzer kompozisyondadır ve frezeleme işlemi sonrasında pöröz yapının giderilmesi amacıyla yeniden cam infiltrasyonu yapılması gerekir (36, 42, 43). CAD/CAM sistemlerinde çeşitli seramikler, metal alaşımları ve kompozit materyalleri kullanılabilir.

Bu materyaller şu şekilde sınıflandırılabilir (43):

1. Feldspatik seramikler
2. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
3. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler
4. Oksit seramikler
 - a. Cam infiltre oksit seramikler
 - b. Sinterlenen oksit seramikler
5. Nanoseramikler
6. Hibrit seramikler
7. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler
8. Kompozitler
9. Polimerler
10. Metaller

4.2.1. Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramik içerikli bloklar, diş hekimliğinde CAD/CAM sistemleriyle birlikte kullanılan ilk bloklar olma özelliğini taşımaktadır. 1985 yılından günümüze kadar oldukça yaygın olarak kullanılan bu bloklar ile üretilen inley restorasyonlarında 10 yıllık dönemde yapılan bir çalışmada, %90,4 gibi oldukça yüksek bir başarı oranı elde edildiği görülmüştür (44, 45).

Cam matriks içerisinde %30 oranında ve homojen biçimde dağılmış, 3-4 μm boyutlarında feldspar partikülleri bulunmaktadır. Kırılma dirençleri 150 Mpa, elastiklik modulleri 45-63 Gpa'dır. Feldspatik seramiklerden elde edilen blokların standart, kontrol altında, endüstriyel olarak üretilmesi ve vakum altında sinterlenmesi, laboratuvarında sinterlenen seramiğe göre daha homojen ve stabil bir mikroyapıya sahip olmasını sağlamaktadır (46).

Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak 3 farklı feldspatik seramik blok mevcuttur. Monokromatik blokların estetik özelliklerini geliştirmek amacıyla dikromatik ve polikromatik bloklar üretilmiştir (47). Dikromatik bloklarda küresel bir dentin çekirdeği ve etrafında translüsens özellikte mine tabakası bulunmaktadır. Bu bloklarda renk geçişi dentin ve mineyi taklit etmek amacıyla 3 boyutlu olarak bir yay şeklinde hazırlanmıştır (48).

Polikromatik blokların kullanılmasıyla tek renk bloklara göre daha estetik sonuçlar elde edilmektedir. Farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliklerine sahip olmaları nedeniyle doğal diş dokusunu taklit edilebilmektedirler. Böylece doğal dişin optik özelliklerini kopyalayarak mevcut doğal dentisyon ile restorasyonun bir bütün oluşturması sağlanmaktadır. Cam içeriklerinin fazla olması sayesinde hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir ve adeziv simantasyonda oksit seramiklere oranla daha başarılı sonuçlar verirler. Mekanik olarak cilalanabilirlikleri de oldukça yüksektir. Bu bloklar, tüm bu özellikler sayesinde hasta başı uygulamalarına da uygundur (45, 49-52).

4.2.1.1. Vita Feldspatik Blokları



Resim 1. Vita Mark II, Triluxe, Triluxe forte, RealLife bloklar

Vita Mark II blokların (Resim 1) üretimine 1990 yılında başlanmıştır. Vita Triluxe bloklarına, 2003'ten, Vita Triluxe forte bloklarına 2007'den beri ulaşılmaktadır. Vita RealLife ingotlar ise 2010 yılında piyasaya sürülmüştür. Vita feldspatik bloklarının (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kimyasal içeriği Tablo 1'de verilmiştir (45).

Tablo 1. Vita feldspatik bloklarının kimyasal kompozisyonu (45)

Materyalin içeriği		% Ağırlık
Silikon dioksit	SiO ₂	54-64%
Alüminyum oksit	Al ₂ O ₃	20-23%
Sodyum oksit	Na ₂ O	6-9%
Potasyum oksit	K ₂ O	6-8%
Kalsiyum oksit	CaO	0,3-0,6%
Titanyum oksit	TiO ₂	0-0,1%

Vita Mark II materyalinin aşınmaya dayanıklı olduğu ve bu özelliğinin dış minesine oldukça yakın değerler verdiği belirtilmektedir. Yapılan bir çalışmada simante edilmiş Vita Mark II restorasyonlarının 10 yıllık takip sürecinde, % 95 başarı oranına sahip olduğu bildirilmiştir (45, 52, 53).

Vita Mark II, monokromatik feldspatik seramiktir. Vita Triluxe, Triluxe forte ve RealLife, polikromatik feldspatik seramiktir. Bu bloklarda, renk geçişinin doğal dişteki renk katmanlarına göre hazırlandığı belirtilmektedir (45, 54). Vitablok Triluxe; 3 farklı renk tabakası içerirken, Triluxe forte 4 farklı renk tabakası içerir. Böylece estetik açıdan, kole bölgesinden insizal kenara kadar, doğal diş ile birebir uyum sağlayabilir. Polikromatik bu blokların, estetik beklentinin yüksek olduğu laminate veneerler ve anterior bölgedeki parsiyel ve tam kronlarda kullanımının ideal sonuçlar vereceği belirtilmiştir (45).

Vita feldspatik bloklarına aşağıdaki renk değerlerinde ulaşılabilir (45):

Vita 3d-Master® Skalası:

Mark II: 0M1C, 1M1C, 1M2C, 2M1C, 2M2C, 2M3C, 3M1C, 3M2C, 3M3C, 4M2C*

TriLuxe/TriLuxe forte: 1M2C, 2M2C, 3M2C

RealLife: 0M1C, 1M1C, 1M2C, 2M1C, 2M2C, 3M2C

Vita klasik A1–D4® skalası:

Mark II: A1C, A2C, A3C, A3.5C, A4C, B2C, B3C, C2C, C3C, D3C

TriLuxe/TriLuxe forte: A1C, A2C, A3C, A3.5C**

* I12 ve I14 boyutlarında ulaşılabilir **sadece TriLuxe forte bloğunda mevcuttur

Vita feldspatik seramiklerin, çiğneme fonksiyonu normal olan hastalarda, adeziv simantasyon uygulandığında; inley, onley, laminate veneer, anterior ve posterior tek kronlarda kullanımı önerilmektedir (45). Aşırı çiğneme kuvveti olan hastalarda, özellikle de bu hastaların devital dişlerinde uygulanması ise önerilmemektedir. Adeziv yüzeyinin az olması ve kanal çapının küçük olması gibi nedenlerle, premolar dişlerde, endo kron olarak kullanılması bir diğer kontrendikasyon alanıdır (Tablo 2) (45, 55, 56).

Tablo 2. Vita feldspatik blokları için önerilen kullanım alanları (45)

Endikasyon	Mark II	TriLuxe/TriLuxe forte	RealLife
İnley	●	●	●
Onley	●	●	●
Veneer	●	●	●
Parsiyel kron	●	●	●
Endo kron*	●	●	●
Anterior kron	●	●	●
Posterior kron	●	●	●
Veneer köprü (Vita Rapid Layer teknolojisi ile)	●	●	-

● Önerilen endikasyon ● Mümkün endikasyon * Sadece molarlar - Kontrendikasyon

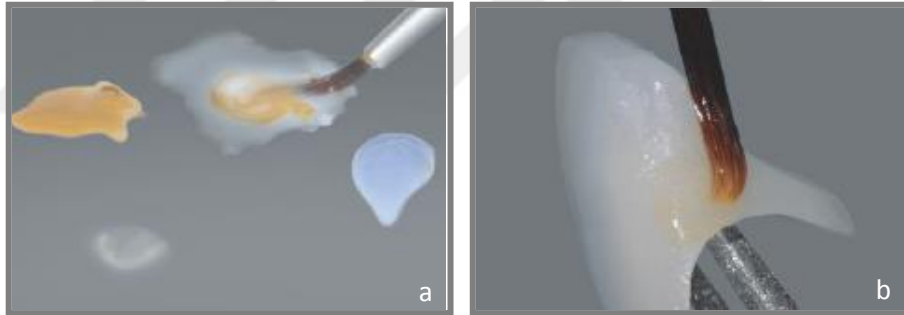
Vita Mark II ve Triluxe forte bloklarına, daha büyük boyut olan I/TF-40/19 geometrisinde ulaşılabilir. Bu bloklar özellikle çok üyeli köprülerin veneerlenmesi için üretilmiştir. Posterior bölgede en fazla 4 üyeli köprülerde kullanılabileceği bildirilmiştir. **Vita Rapid Layer teknolojisi** ile altyapı materyali (oksit seramik) ve üst yapı porseleni

(feldspatik seramik) dijital ortamda hızlı bir şekilde üretilir ve bu iki yapı birbirine akıcı kompozit ile yapıştırılır (45). Böylece uzun süren sinterleme işlemlerine gerek kalmamaktadır. Bu teknik ile, üst yapı porseleninin tabakalar halinde atması riskinin de azaltıldığı belirtilmektedir.

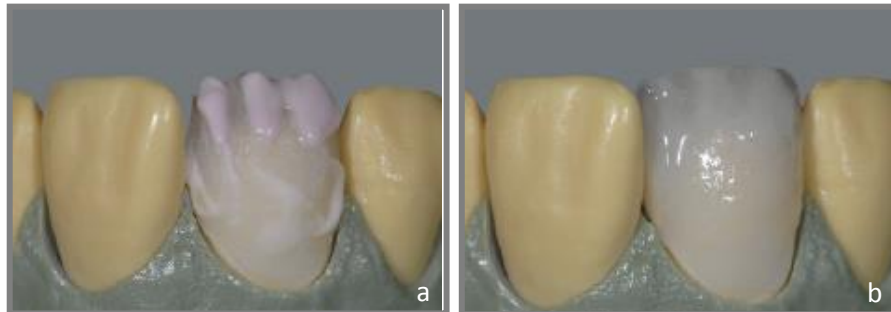
CAD/CAM ile kullanılabilen hazır blokların homojenitesi, geleneksel yöntemlerle hazırlanan seramiklere göre daha fazladır (57). Sistemin homojen olması materyalin fiziksel-mekanik özelliklerinin artmasını sağlamaktadır. Vitablok seramikleri endüstriyel olarak standardize edilen bir prosedüre göre oldukça yoğun bir şekilde sinterize edilmektedir (45).

Vita feldspatik restorasyonlar, uygun renk seçilerek üretildikten sonra, kişiye özel estetik uyumlamalar iki yolla yapılabilir:

1. Vita Akzent Plus boyama ajanı ya da Vita Shading Paste kullanılması (Resim 2),
2. Vita VM 9 üst yapı porseleni uygulaması (Resim 3).



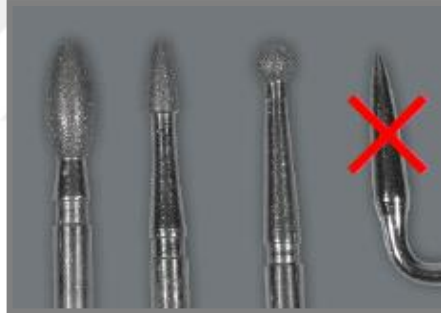
Resim 2. a: Vita Akzent Plus boyama ajanı **b:** Vita triluxe anterior kronun Vita Akzent plus boyama ajanı ile renklendirilmesi



Resim 3. a: Cut-back tekniği ile restorasyona Vita VM 9 porseleni uygulanması **b:** Fırınlama sonrası restorasyonun final görüntüsü

Yüzey bitirme işlemleri için aşağıdaki prosedür uygulanır:

- Final oklüzal uyumlamaların, seramik kırıklarını önlemek amacıyla daimi simantasyondan sonra yapılması önerilmektedir.
- Oklüzal interferensler, ince grenli elmas frezlerle (<40 µm, kırmızı bantlı), su soğutması altında elimine edilmelidir.
- Yuvarlak uçlu elmas frezlerin kullanılması tavsiye edilmektedir (Resim 4). Sivri uçlu elmas frezler daha derine etki ederek seramik materyalinde zayıflamalara neden olabilir.
- Yüzey bitirme işlemleri için Al₂O₃ kaplı esnek polisaj diskleri (örneğin; Sof-Lex, 3M Espe) gren numarasına göre (siyah, koyu mavi, mavi, açık mavi) kullanılabilir.
- Proksimal bölgelerin polisaj işlemlerinin, simantasyon öncesinde bitirilmesi gerekir. Bu işlemler için Vita Karat polisaj patı kullanılabilir.
- Düşük hız (max 15,000 rpm) ve düşük basınçta çalışılması önerilmektedir.
- Son olarak polisaj patı fırça ve su spreyi yardımı ile dişten uzaklaştırılmalıdır (45).



Resim 4. Uyumlama işlemleri için önerilen yuvarlak uçlu ve ince grenli frezler

Adeziv simantasyon materyalin mekanik özelliklerini olumlu yönde etkilemektedir. Üretici talimatlarına göre; öncelikli olarak dual-cure simanlar [(Vita Duo Cement, Clearfil Esthetic Cement (Kuraray) ve Multilink Automix (Ivoclar Vivadent)] ile simante edilmesi önerilmektedir. Ancak laminate gibi ince restorasyonlarda dual-cure simanlar renklenmeye neden olabileceğinden light-cure simanlar tercih edilebilir (45).

4.2.2. Lösit İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Seramik içinde bulunan lösit (KAlSi₂O₆) kristalleri çok aşamalı fabrikasyon işlemleri ile cam matrikste kontrollu kristalizasyon oluşturularak üretilmektedir.

Materyalin yarı geçirgenlik özelliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer (58). Lösit kristallerinin materyalin direnci üzerindeki etkisi iki farklı mekanizma sonucunda ortaya çıkmaktadır. Bunlardan birincisi; lösit kristallerinin çatlağın yönünü değiştirerek çatlak ilerlemesini durdurmasıdır. Diğer mekanizma ise seramiğin soğuması sırasında cam matriksi içerisinde artık baskı gerilimlerinin oluşmasıdır. Yapı içinde %40 oranında bulunan lösit kristallerinin genleşme katsayısı, içinde bulunduğu cam matriksten daha fazladır. Seramik ısıtılıp soğutulurken lösit kristalleri büzülerek, cam matriksi kendine doğru çeker ve böylece yapı içinde oluşan iç basınç mikro çatlakların ilerlemesini durdurur (59). Restorasyonların direnci, diş dokusuna olan başarılı adezyona bağlıdır ve adeziv simantasyon gerektirmektedir. Materyalin translusensi, renk, floresanslık, opalesanslık, aşınma ve abrazyona direnç gibi özellikleri doğal dişle benzerlik göstermektedir. Endikasyonları, tek kron ve laminate veneerler ile sınırlıdır. IPS Empress CAD, IPS Procad ve IPS Empress Estetik materyalleri bu grupta yer alır (58, 59).

4.2.3. Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam seramik restorasyonların endikasyon alanının genişletilebilmesi amacıyla daha yüksek dayanım ve kırılma direncine sahip materyallerin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur (60, 61). Bu sistemde alt yapı seramiğini güçlendirmek amacıyla lösit cam seramiklere kıyasla çok daha yüksek miktarda kristal içeriği mevcuttur. Materyalin içeriğinde %70 oranında lityum disilikat kristalleri ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) bulunmaktadır (62). Lityum disilikat materyalinin freze edilmesinin çok zor olması ve materyalin kırılabilirliğinden dolayı CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere hazırlanan blokların üretim aşamasında farklı prosedürler gerekmektedir. CAD/CAM sistemleri ile kullanılan lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin üretim sürecinde seramik, parsiyel olarak kristalize edilmektedir. Parsiyel kristalizasyonun amacı blokların hem kolay ve hızlı bir şekilde freze edilebilmesini sağlamak, hem de frezeleme işlemi sırasında seramiğe yeterli direnci kazandırmaktır. Parsiyel kristalize bloklardaki temel kristal faz lityum metasilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). Bu özellikteki materyal oldukça düşük kimyasal ve mekanik dayanıma sahiptir. 850 °C' de uygulanan kristalizasyon işlemi sonrasında lityum metasilikat dirençli ve diş rengindeki lityum disilikata dönüşür (61, 62).

Üç farklı ışık geçirgenliğine (HT, LT, MO) sahip lityum disilikat CAD blokları mevcuttur. Yüksek translüsensiye sahip HT blokların, çevre dokuların rengini absorbe etme özelliğine (bukalemun etkisi) sahip olması nedeniyle inley ve onley restorasyonların yapımında kullanılmasının estetik sonuçlar vereceği belirtilmiştir. Düşük translüsensiye sahip LT bloklar çeşitli renk seçenekleri ile tam kron restorasyonların yapımında kullanılabilir. Renklenmiş dişlerin tedavisinde, tabakalama tekniğiyle MO blokların kullanımı uygundur. Daha estetik bölgelerde cut-back tekniği ile üst yapı porseleni uygulanabilir (63). Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 0,8 mm kalınlıkta hazırlanan altyapı sayesinde kırılma direnci 400 ± 40 Mpa'ya kadar arttırılmıştır. Bu sayede kron protezlerinin yanı sıra, 3 üyeli köprü protezlerinin yapımı da mümkün olmuştur. Köprü protezlerinin endikasyon alanı 2. premolar dişlerden itibaren ön bölge ile sınırlıdır (62, 63).

4.2.4. Oksit Seramikler

4.2.4.1. Cam İnfiltre Oksit Seramikler

Bu seramik sistemleri son sertliklerine ulaşabilmeleri için lantan oksit cam infiltrasyonu işlemine maruz kalırlar. Bu bloklar In-Ceram Spinell, In-Ceram Alümina ve In-Ceram Zirconia olmak üzere üçe ayrılır. In-Ceram Spinell 1994 yılında opak altyapıya sahip In-Ceram Alümina materyaline estetik açıdan daha başarılı bir alternatif olarak üretilmiştir. In-Ceram sistemleri arasında en fazla translüsensi değerine sahip olan materyaldir. İçeriğinde magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) kullanılır. Sinterleme işleminden sonra 'spinell' adı verilen gözenekli bir yapı oluşur. Bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliğinin de sağlanmasına yardımcı olan lantan oksit cam infiltre edilir. Bükülme direncinin In-Ceram Alümina'dan yaklaşık %25 daha düşük ($283-377$ Mpa) olduğu bildirilmiştir (64, 65, 66). Translüsensi değeri ise 2 kat daha fazladır. Bu özelliği sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında tercih edilebilir (64).

İlk olarak 1989 yılında üretilen In-Ceram Alümina, yüksek oranda sinterlenmiş pöröz alümina altyapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lantan oksit cam infiltrasyonu ile elde edilmiştir. Bükülme direnci $236-600$ Mpa'dır. Anterior, posterior bölge kronlarında ve üç üyeli anterior bölge köprülerde alt yapı materyali olarak

kullanılabilir (65). Zirkonyumun stres bağımlı transformasyon özelliği ile alümina matriksin birleştirilmesiyle sağlanan avantaj, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) yaklaşımının oluşmasına sebep olmuştur. Son yıllarda üretilen In-Ceram Zirconia, alüminyum oksit içeriğine ilave olarak %33 oranında seryum stabilize zirkonyum katılarak piyasaya sunulmuştur. In-Ceram Zirkonya 1100°C'de iki saat süreyle sinterlendikten sonra cam infiltrasyonu gerçekleşmektedir. Cam faz son halini almış yapının yaklaşık %23'unu oluşturmaktadır (65, 66).

4.2.4.2. Sinterlenen Oksit Seramikler

a. Alüminyumoksit (Al_2O_3)

Bu seramikler pre-sinterize durumdadır ve restorasyon üretildikten sonra 1520°C'de fırınlanırlar. %100 Al_2O_3 kristalleri içeren yarı sinterlenmiş, yüksek dayanıklılığa sahip oksit bloklardır. Kırılma dayanımı 500 Mpa'nın üzerinde olup, bükülme dayanımı ortalama 610 Mpa, elastiklik modülü ise 380 Gpa'dır. Frezeleme işlemi sonrasında cam infiltrasyonu gerektirmez. Bu bloklar tek renklidirler; fakat daha sonra üzerine yığılacak porselen rengine göre renklendirme likitiyle renklendirilirler (65, 66).

b. Zirkonyum oksit (ZrO_2)

Yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile ön plana çıkan Y-TZP günümüzde, tam seramik restorasyonların alt yapılarının yapımında en çok kullanılan materyaldir (66).

Üretim şekillerine göre sinterlenmemiş (dry-pressed) zirkonyum dioksit bloklar, yarı sinterlenmiş (non-HIP) zirkonyum dioksit bloklar, tam sinterlenmiş (HIP) zirkonyum dioksit bloklar olmak üzere 3 grupta incelenirler.

4.2.4. Nanoseramikler

Endüstriyel alandan diş hekimliğine geçen bir diğer teknoloji de nanoteknolojidir. Bu durum diş hekimliği alanında yeni gelişmeleri de beraberinde getirmiştir. Nanoseramikler, nano boyutta seramik partikülleri ve UDMA içerikli reçine matriksten

oluşmaktadır. Blokların üretim aşamasında yapıya katılan silan, reçine, matriks ve nanomer yapı arasında kimyasal bağlantı oluşumunu sağlamaktadır (67, 68).

Materyalin %80'i polimerik bir matriks içine gömülü birbirine bağlı 20 nm çapında silika, 4-11 nm çapında zirkonyum dioksit nano partikülleri içerir. Nanoseramik materyalinin elastiklik modülü 10-20 Gpa olup, dentine yakın değerler gösterdiği ve cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe ettiği belirtilmiştir. Kırılma direnci 204 Mpa olup feldspatik, lösit ve kompozit bloklardan yüksek, lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara yakındır (68). Nanoseramiklerin şok absorbe etme özelliklerinin olduğu ve implant üstü restorasyonlarda seramiklere nazaran daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmektedir. Ayrıca karşıt dişte meydana getirdikleri aşınma, cam seramiklere kıyasla çok daha azdır (69).

4.2.4.1. Lava Ultimate



Resim 5. Lava Ultimate bloklar

Lava Ultimate (3M Espe, St. Paul Minneapolis, A.B.D.) (Resim 5), nanoseramik teknolojisi ile üretilen yeni bir materyaldir ve rezin nano seramik (RNC) olarak adlandırılır. Malzeme tam olarak reçine ya da kompozit değildir. Aynı zamanda, saf seramik de değildir. Her ikisinin bir karışımıdır ve esas olarak seramik içerir (%80 seramik, % 20 kompozit). Seramik yapı, zirkonya ve silika nanomerlerden oluşmaktadır (67). Kompozitin esneklik ve yüksek kırılma dayanımı özelliklerini, seramiğin estetik özelliklerini birleştirmek amacı ile üretilmiştir. Üretim sonrası fırınlama gerektirmez ve kolaylıkla parlatılabilir. Eğer gerekliyse ışıkla sertleşen restoratif materyaller ile minimal adaptasyonlar yapılabilir. Lava Ultimate CAD/CAM bloklarının, cam seramik ve kompozitler ile benzer ya da onlardan daha iyi performans gösterdiği bildirilmiştir (67, 68). Lava Ultimate restoratif materyali 2 çeşit blok halinde piyasada mevcuttur: tek

seansta muayenehanede uygulanabilen bloklar (ör. CEREC® ve E4D); laboratuvarıda kullanılan bloklar (ör. Straumann® CARES®) (67).

Üretici firmanın talimatlarına göre RNC materyalinin, inley, onley ve laminate restorasyonlarının yapımında kullanılabileceği belirtilmiştir. Tam kron yapımı ise kontrendikedir (67).

Lava Ultimate materyalinin diğer sistemlere göre avantajları:

- Hazırlanma protokolünün diğer CAD/CAM materyallerine kıyasla daha hızlı olması: fırınlama gerektirmez, freze ve parlatma işlemleri daha kolaydır.
- Dayanıklılığı ve darbe absorpsiyonu iyidir.
- Işıkla sertleşen restoratif materyal ile ağız içi uyumlamalar, ilaveler ve tamir yapılabilir.

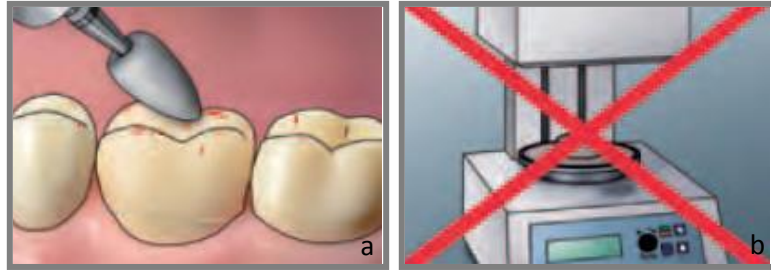
RNC bloklar, Vitapan skalasına göre düşük translüsensi (LT) A1, A2, A3, A3.5, B1, C2, D2, Bleach ve yüksek translüsensi (HT) A1, A2, A3, B1 olmak üzere iki ayrı translüsensi ve sekiz ayrı renk özelliğinde üretilmişlerdir (67).

İntraoral tamir seti mevcuttur. Üretici firma tarafından, kişisel karakterizasyon için gerekli glazür malzemelerinin, restorasyonun pit ve fissürlerine kolaylıkla uygulanabileceği belirtilmiştir. Ancak, servikal bölgede boyama önerilmemektedir (67).

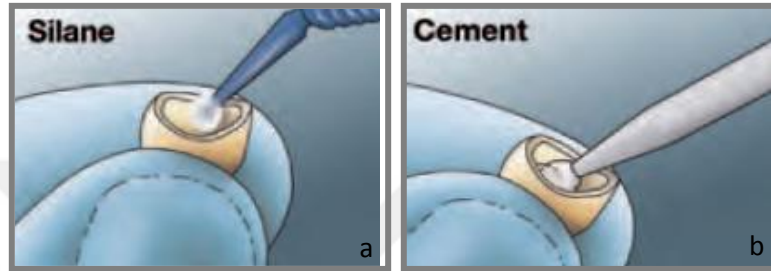
Simantasyon aşamasında restorasyona, 50 µm Al₂O₃ ile 2 bar basınç altında kumlama yapılır. Restorasyona asit uygulanması kontrendikedir. Adeziv siman ile simante edilmesi önerilmektedir. Aşağıda Lava Ultimate'in önerilen klinik uygulama aşamalarına yer verilmiştir (67) (Resim 6-8).



Resim 6. Preparasyon işlemleri



Resim 7. a: Restorasyonun intraoral tesviye işlemleri **b:** Lava Ultimate restorasyonlar ısıtma işlemi gerektirmez



Resim 8. a: Silane uygulanması **b:** Adesiv simantasyon yapılması

4.2.4.2. Cerasmart



Resim 9. Cerasmart bloklar

Cerasmart (GC, A.B.D.) (Resim 9) materyali, esnek nanoseramik olarak literatürde yer almaktadır. Kuvvet absorpsiyonu ve esneklik özellikleri ile ön plana çıkmaktadır. Üst yapı materyalinin tabakalar halinde atması riskinin düşük olması, frezeleme işlemlerinin kolay olması ve bitirme prosedürünün daha kısa olması başlıca avantajlarıdır. Esnek nanoseramik matris yapısı sayesinde gelen kuvvetleri homojen ve eşit olarak dağıtır. Seramik ve kompozit materyalinin pozitif özelliklerini birleştirmek amacıyla üretilmiştir. Yüksek esneklik ve güçlülük gibi avantajları, marjinal adaptasyonun iyi olmasına ve simantasyon sonrası yüksek mukavemet gösterebilmesine olanak sağlar. İçeriğinde %71 oranında silika, %29 oranında kompozit bulunur (70).

Cerasmart materyalinin diğ er sistemlere göre avantajları:

- Yüksek esneklik ve kırılma dayanımı
- Diş dokusuna benzer fiziksel özellikler
- Yüksek radyoopasite
- Yüksek aşınma direnci
- Kolay frezeleme işlemleri
- Chipping görülmez
- Sinterleme işlemlerine gerek yoktur
- İntraoral tamir yapılabilir

Cerasmart materyali; inley, onley, veneer restorasyonlar, kron restorasyonları, implant üstü restorasyonların yapımında kullanılabilir. Yüksek translüsensi (HT) A1, A2, A3, A3.5, B1 ve düşük translüsensi (LT) A1, A2, A3, A3.5, B1 özelliğ inde bloklar mevcuttur. Yüksek translüsensi özelliğ ine sahip bloklar genellikle, restorasyon sadece mine dokusun yerini alacaksa ve diş te maskeleme gerektirecek herhangi bir renklenme yoksa kullanılır. Düşük translüsensi özelliğ ine sahip bloklar ise; preperasyon, dentini de içeriyorsa ve ilgili dişlerde renklenme mevcutsa tercih edilir (70, 71). Derin chamfer ya da yuvarlatılmış shoulder tipi basamak preperasyonu ile daha iyi sonuçlar elde edilir. İnley veya onley restorasyonlarda diş ile restorasyonun birleşim yerlerinin, karşıt diş ile direkt oklüzal kontakta olmamasına dikkat edilmelidir.

Cerasmart materyali ile restorasyon yapıldığında, glaze ve eksternal boyama işlemleri için sistemin içinde yer alan ‘Optiglaze color’ kullanılır. Uygulama sonrası ışıkla setleştirilir. Böylece estetik ve parlak yüzeyler elde edilebilir. Tamir kiti ile intraoral tamir yapılabilir (72).

Üretici firma tarafından simantasyon aşamasında 25-50 µm Al₂O₃ ile kumlama ya da %5 hidroflorik asit ile pürüzlendirme yapılabileceğ i belirtilmiştir. Ancak yapılan bir çalışmada Al₂O₃ ile kumlama yapmanın daha iyi bağlantı sağladığ ı bildirilmiştir (71). Ardından adeziv simantasyon prosedürü talimatlara göre uygulanır (70-72).

4.2.5. Hibrit Seramikler

Bu blokların yapısında baskın oranda bulunan seramik ağı, birbiri içerisine tamamen entegre olan bir polimer ağı ile güçlendirilmiştir (73). Bu sayede bu yapıdaki materyallerde seramik ve kompozit materyallerinin pozitif özellikleri bir araya toplanmıştır. Ağırlıkça %86'sını, hacimce %75'ini seramik yapı oluşturur. Polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu polimer ağ yapısı sayesinde azaltılmıştır. Daha az preperasyon gerektiriler (74).

4.2.5.1. Vita Enamic



Resim 10. Vita Enamic bloklar

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) CAD/CAM ile kullanılabilen hibrit malzemedir (Resim 10). Bu materyal ile tam seramiklerin ve kompozitin pozitif özelliklerinin birleştirilmesi amaçlanmıştır. Hibrit seramik, sinterlenmiş seramik matrikteki porların polimer malzeme ile doldurulması ile elde edilir. Ağırlıkça %86 oranında inorganik içerik yani seramikten, %14 oranında organik içerik yani polimer yapıdan oluşur. Bu malzemelerin her ikisinin kombinasyonu kullanıcı için avantaj sağlar. Örneğin kırılma dayanımı tam seramiklere göre daha yüksektir ve CAD/CAM sistemleri ile hazırlanma prosedürü daha kolaydır. Vita Enamic sadece tek diş restorasyonlarında kullanılabilir (74).

Hibrit yapısı pöröz bir seramik altyapı üzerine infiltre edilen polimer yapının ışıkla sertleştirilmesi ile oluşturulmuştur. Vita Enamic, dentine benzer elastisite modülüne sahiptir (74-76). Seramik bileşimi; alüminyum oksit ile güçlendirilmiş

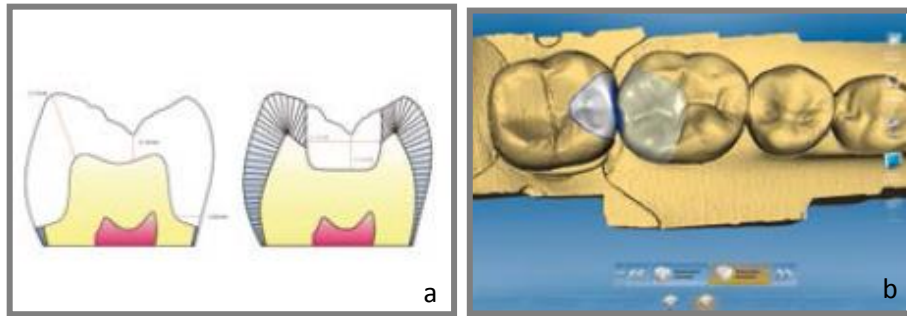
feldspatik seramikten meydana gelmiştir. Vita Enamic seramik kimyasal yapı bileşenleri Tablo 3'te verilmiştir (74).

Tablo 3. Vita Enamic seramik yapı bileşenleri (ağırlıkça %86, hacimce %75)

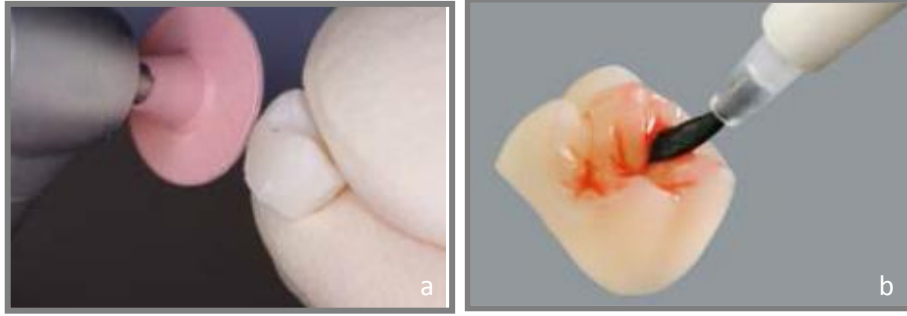
Materyalin Tipi		% Ağırlık
Silikon dioksit	SiO ₂	58-63%
Alüminyum oksit	Al ₂ O ₃	20-23%
Sodyum oksit	Na ₂ O	9-11%
Potasyum oksit	K ₂ O	4-6%
Baron trioksit	B ₂ O ₃	0,5-2%
Zirkonyum dioksit	ZrO ₂	< 1%
Kalsiyum oksit	CaO	< 1%

Organik kısım ise UDMA (Üretan dimetakrilat) ve TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat) materyallerinden oluşur.

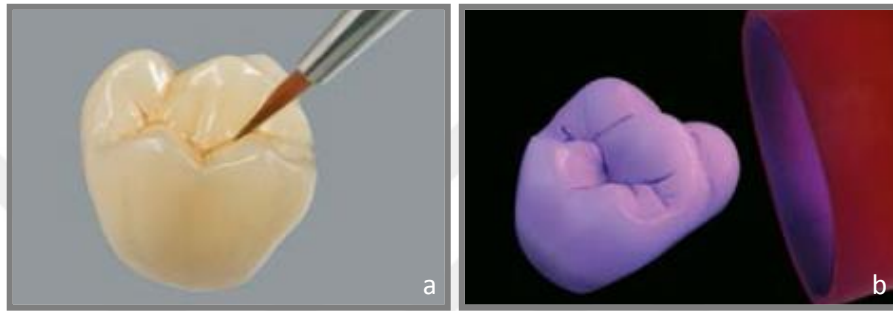
Aşağıda restorasyonun hazırlanma aşamalarına yer verilmiştir (74) (Resim 11-16).



Resim 11. a: Preparasyonun dizaynı **b:** Restorasyonun tasarımı



Resim 12. a: Üretim sonrası tesviye ve polisaj işlemleri **b:** Hidroflorik asitin 60 sn süreyle uygulanması



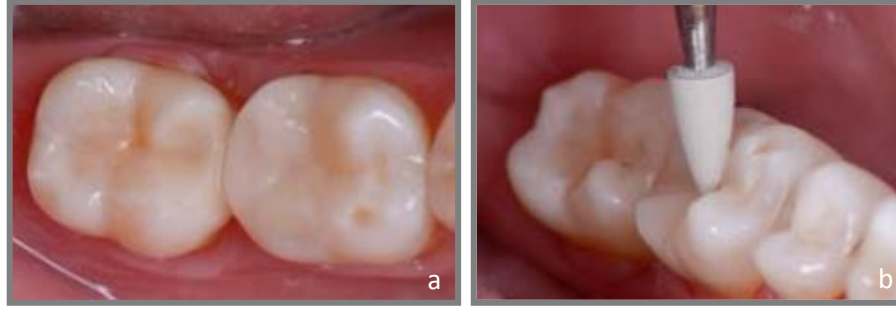
Resim 13. a: Vita Enamic Stains kiti kullanılarak kişisel renk uyumlamaları yapılması
b: Boyama ve ya glaze sonrası ışıkla polimerizasyon yapılması



Resim 14. Gerekli olduğu takdirde Vita VM LC veneer kompoziti ile ilaveler yapılması



Resim 15. a: Dişin asitlenmesi **b:** Restorasyonun silanizasyonu

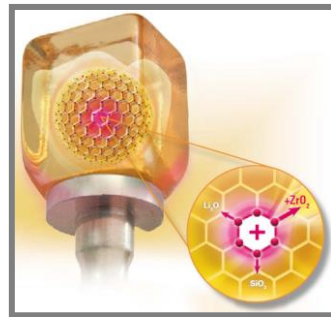


Resim 16. a: Adeziv simantasyonu tamamlanmış kronun intraoral görüntüsü **b:** Adeziv simantasyon sonrası minimal uyumlamaların yapılması

4.2.6. Zirkonya İle Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Diş hekimliğine yeni tanıtılan diğer bir materyal grubu ise zirkonya infiltre lityum silikat (ZLS) seramik bloklardır. Lityum silikatla güçlendirilmiş cam seramikler mekanik açıdan geliştirilerek bu bloklar üretilmiştir. Üretici firmalara göre, materyallerin kırılma direnci 370-420 Mpa arasında değişmektedir (78). Bu değerler göz önüne alındığında, ZLS seramiklerin kırılma direncinin, lōsit ile güçlendirilmiş cam seramiklerden üç kat yüksek olduğu, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler ile ise kıyaslanabilir düzeyde olduğu söylenebilir (79). ZLS materyali, LS_2 seramiklerden; lityum metasilikat ve lityum disilikat kristallerinin daha küçük oluşu ve materyalin yapısında zirkonyum oksit içermesi nedeniyle farklıdır. Materyal işlem öncesi prekristalize durumdadır ve sadece lityum metasilikat içerir. Bu aşamada freze işlemleri kolaylıkla yapılabilir. Restorasyon üretildikten sonra 840 °C’de 8 dakika kristalizasyon fırınlanması uygulanır (78-80).

4.2.6.1. Vita Suprinity



Resim 17. Vita Suprinity bloğu

Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) blokları CAD/CAM sistemleri ile kullanım için tasarlanmıştır (Resim 17). Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat içerikli tam seramik materyalidir (78) (Tablo 4).

Tablo 4. Vita Suprinity materyalinin kimyasal kompozisyonu (78)

Materyalin İçeriği		% Ağırlık
Zirkonyum dioksit	ZrO ₂	8-12%
Silikon dioksit	SiO ₂	56-64%
Lityum oksit	Li ₂ O	15-21%
Pigmentler		<10%
Diğer		>10%

İnley, onley, veneer restorasyonlar ve parsiyel kronlar, anterior ya da posterior bölgede tek diş kapsayan doğal diş üstü ya da implant üstü kronların yapımında kullanılabilir. Yetersiz preparasyon ya da fazla preparasyon sonrası kalan diş dokusunun yetersiz olması durumunda, aşırı çiğneme fonksiyonu ve brüksizmi olan hastalarda özellikle de bu hastaların devital dişlerinde uygulanması önerilmemektedir. Molar bölgede veneer porseleni ile birlikte kullanımı, bir diğer kontrendikasyon alanıdır. Üretici firma tarafından, anterior ve premolar bölgede, köprü restorasyonlarında kullanılmasının teknik açıdan mümkün olabileceği belirtilmiştir. Materyalin yeterli kalınlıkta kullanılmasının fiziksel ve mekanik özellikleri güçlendirdiği belirtilmiştir (78, 79) (Tablo 5).

Tablo 5. Vita Suprinity restorasyonlarda tavsiye edilen minimum materyal kalınlıkları

	İnley/ Onley	Veneer	Anterior kron	Posterior kron
Boyama tekniği insizal/oklüzal	1.0 mm	0.7 mm	1.5 mm	1.5 mm
Boyama tekniği Çevresel	1.0 mm	0.6 mm	1.2 mm	1.5 mm
Cut-back tekniği insizal/oklüzal	-	0.4 mm	0.8 mm	1.3 mm
Cut-back tekniği Çevresel	-	0.6 mm	1.2 mm	1.3 mm

Üretici firma tarafından, seçilecek veneer materyalinin önemi vurgulanmaktadır. Altyapı ile veneer materyalinin uyumu sayesinde stres en aza indirilir ve çok iyi bir bağlantı sağlanır. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik için üretilen feldspatik düşük ısı porseleni olan Vita VM 11 tavsiye edilmektedir (78).

Vita Suprinity LS-14 boyutunda T ve HT translüsensi derecelerinde üretilmektedir. İnley, onley, parsiyel kron ve laminate veneerlerde T bloklar kullanılırken, doğal diş ve implant üstü tam kronlarda HT blokların kullanılması daha estetik sonuçlar verecektir (78, 80).

Tam seramik restorasyonlarda tasarım, restorasyonun başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Tasarıma daha büyük dikkat gösterilirse klinik sonuçlar daha iyi olur ve klinisyenin başarısı artar (78, 79).

Dikkat edilmesi gereken temel kurallar:

- Vita Suprinity yüksek mukavemetli bir bileşendir ve mutlaka toplam restorasyon kalınlığının %50'sinden fazlasını oluşturmmalıdır. Kaplama seramiğinin kalınlığı 2 mm'yi geçmemelidir (Optimum kalınlık 0,7-1,2 mm).
- Büyük restorasyonlarda, orjinal anatomiye ve tüberkül şeklini desteklemek için altyapı materyali kullanılmalıdır. Veneer porseleni kalınlaştırılmamalıdır.
- Parsiyel kronlarda oklüzal kontak alanları Vita Suprinity ile veneer porseleninin birleşim yerinde olmamalıdır.

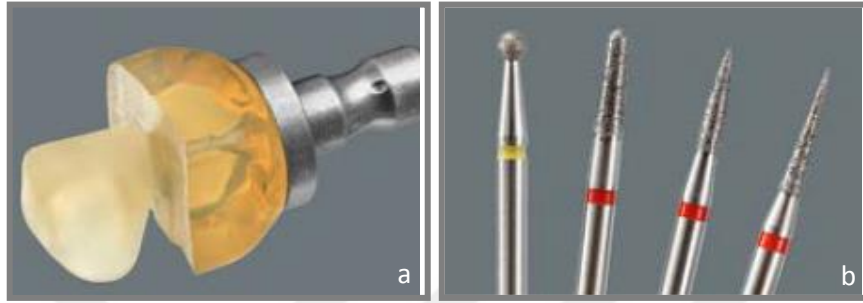
- Bütün tam seramik restorasyonlarda, konvansiyonel sistemlerin aksine, kullanılacak olan materyalin özellikleri dikkate alınmalıdır ve materyale uygun preperasyon yapılmalıdır.
- Kesim sırasında yeterli soğutma yapılmalıdır.
- Yüksek basınç uygulanmamalı, lokal ısı artışları önlenmelidir.
- Kullanılacak frezlerin kalitesi iyi olmalıdır.
- Kaba şekillendirme sonrası küçük düzeltmeler yapılmalıdır.
- Gingival doku korunmalıdır.
- Subgingival basamak oluşturulmamalıdır.
- Basamakların çok ince hazırlanması seramik için uygun değildir, yeterli preperasyon yapılmalıdır.
- Kalan dentin kalınlığı her bölgede 0,7-1 mm olmalıdır.
- Kullanılan CAD/CAM sisteminin çeşidi, yazılım özellikleri, sistemdeki en küçük aletin boyutu önemlidir.
- Anterior kronlarda genellikle çepeçevre chamfer basamak yapılması önerilir. Böylelikle hem mekanik destek sağlanır hem de doğal bir görünüm elde edilir. Keskin kenarlı geçişlerden kaçınılmalıdır.
- Posterior kronlarda shoulder basamak da kullanılabilir. Dayanıklılık ve estetik özellikler açısından, materyale 1,5-2 mm yer sağlamak gereklidir.
- İnley ve onley restorasyonlarda ilave tutuculuk sağlamak için yapılan kutu preperasyonları, adeziv teknolojinin gelişimiyle artık uygulanmamaktadır.
- Derin morfolojide fissür işleme, materyalin direncini olumsuz yönde etkileyecektir (78).

Yüzey bitirme işlemleri için aşağıdaki prosedürler uygulanır:

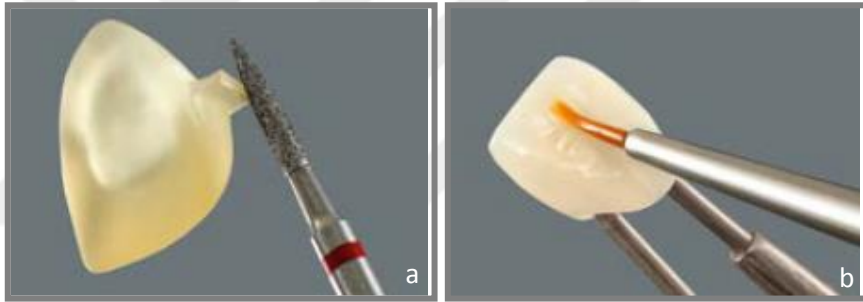
- Oklüzal uyulmamalar, mümkünse materyal prekrystalize formda iken yapılmalıdır.
- Düşük hız ve düşük basınçta sadece uygun frezler kullanılmalıdır.
- Cam seramiğin aşırı ısınmasından kaçınılmalıdır.
- Uyumlamalar sonrası materyalin final kalınlığının yeterli olduğundan emin olunmalıdır.
- Kristalizasyon öncesinde restorasyonlar mutlaka basınçlı buhar ile veya ultrasonik banyo içinde temizlenmelidir.

- Restorasyonlara Al_2O_3 ile kumlama kontrendikedir.
- Restorasyon, hidroflorik asit ve silan kullanıldıktan sonra resin siman ile simante edilir.

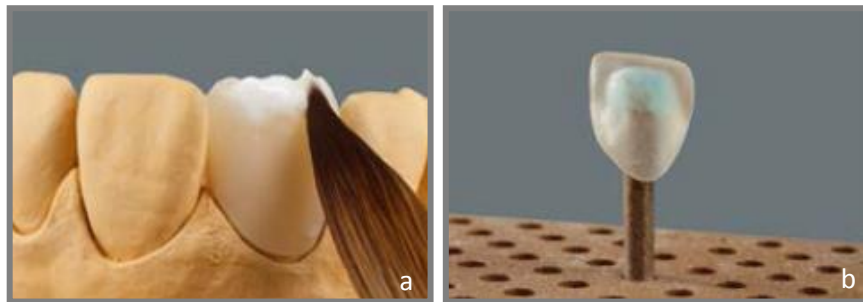
Aşağıda Vita Suprinity restorasyonun hazırlanma aşamalarına ait bazı bilgilere yer verilmiştir (78) (Resim 18-21).



Resim 18. a: Restorasyonun blok üzerindeki millenmiş hali **b:** Sistem için uygun frezler



Resim 19. a: Freze işlemlerinin olabildiğince az basınç uygulanarak gerçekleştirilmesi
b: Vita Azkent Plus boyama ajanı ile renk uyumlaması yapılması



Resim 20. a: Vita VM 11 porseleni ile cut-back tekniğine göre estetik düzenlemelerin yapılması **b:** Seramik pin ile restorasyonun temas etmemesi için fırınlama macunu kullanılması



Resim 21. a: Kristalizasyon sonrası manuel polisaj yapılması (Gerekli görülürse glaze fırınlanması yapılabilir) **b:** Aletler düşük hızda, düşük basınç ile kullanılması

4.3. Restoratif Materyallerde Yüzey Bitirme İşlemleri

4.3.1. Glaze

Glaze ajanları, cilalı bir yüzey sağlamak için materyal yüzeyine uygulanabilen renklendirilmemiş malzemelerdir (27). Porselen yüzeyine uygulanan glaze materyali, restorasyonun sıcaklığından daha düşük sıcaklıkta fırınlanabilmeli ve ısıl genişleme katsayısından çok daha düşük olmalıdır. Eğer glaze materyalinin ısıl genişleme katsayısı daha yüksek olursa, radial gerilim altında soğur ve ortaya çıkan gerilimler mikro çatlaklara sebep olur. Bunun tersi durumda, yani glaze ısıl genişleme katsayısı belirgin oranda düşük olduğu zaman oluşan sıkışma gerilimleri kavlama adı verilen çatlakları oluşturur (81, 82). 50 µm veya daha kalın bir tabaka halinde uygulandığında günümüzde kullanılan glaze materyallerinin kimyasal dayanıklılığı yeterli bulunmuştur (27). Bunun yanında hibrit ve kompozit materyallerde üretim sonrası homojen bir yüzey elde edilmesi için ışıkla setleşen glaze materyalleri de mevcuttur. Bu ajanlar, restorasyonun üretimi sonrası üreticinin talimatları doğrultusunda, materyal yüzeyine uygulanarak, fırınlama gerektirmeksizin ışıkla polimerize edilir. İntraoral ve ekstraoral olarak uygulanabilir (70, 74).

4.3.2. Polisaj

Parlak ve düzgün bir yüzey elde etmek için, genellikle küçük partikül boyutlu aşındırıcılar yardımıyla gerçekleştirilen bir yüzey işlemidir (8). Polisaj materyalleri; aşındırıcı lastik uçlar, ince partiküllü diskler ile şeritler ve ince partiküllü polisaj patlarıdır. Polisaj patları, yumuşak keçe uçlar, halkalar, profilaksi kapları ya da parlatici diskler ile uygulanırlar (27).

İdeal polisaj yapılmış yüzey; atomik seviyede düzgün, kusursuz yüzey olarak kabul edilmektedir. Çoğu materyalin kırılğan yapıda olması ve aşındırma sırasında yüzeyinde çatlaklar meydana gelmesi sebebiyle gerçekte bu durumu elde etmek imkansızdır. Polisaj ile ancak fazla büyütmelelerde izlenebilecek şekilde yüzeyde çok ince çizikler oluşur (27). İyi polisaj yapılmış porselen yüzeyin dayanıklılığının glaze yapılmış yüzeyin dayanıklılığı ile aynı olduğu bildirilmiştir (27, 83). Yüksek seviyede polisaj yapılmış metal seramik ve alüminöz porselenlerin glaze uygulanmış ya da benzer derecede fırınlanan porselenlerden daha dirençli olduğu tespit edilmiştir (84). Artan direncin yüzey çatlaklarının elimine edilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (83). Bu da porselen restorasyonlara polisaj uygulanmasını teşvik edici bir sebeptir (27). Seramik restorasyonlara glaze işlemine alternatif olarak kullanılabilir değişik polisaj teknikleri uygulamalarını destekleyen çeşitli araştırmalar mevcuttur (84-89). Glaze yapılmış porselen yüzeyinin ideal olduğu düşünülse de, nanoseramik ve hibrit CAD/CAM materyallerinde zaman alıcı glaze fırınlaması yerine restorasyon, manuel polisaj ile bitirilebilir (67, 70, 74).

Manuel polisaj tekniği ile materyal yüzeyini düzgünleştirmek için en iyi polisaj sistemlerinden bazıları; Sof-Lex bitirme diskleri (3M Espe) ya da Meisinger polisaj kiti'dir (3M Espe) (85).

Uygun bir polisaj tekniği kullanılarak glaze ile elde edilene kıyasla daha düzgün yüzeyler sağlanabileceği konusunda araştırmacılar arasında fikir birliği mevcuttur (83). Ancak farklı polisaj sistemleri ile elde edilen yüzeylerin düzgünlüğünün kullanılan materyal türüne göre farklılık gösterdiği bildirilmiştir (83, 90).

Restorasyonun doku dostu olması ve estetik özelliğini kaybetmemesi için yüzeyi düzgün ve pürüzsüz olmalıdır (91). Polisajlı yüzeylerin avantajları şunlardır; doku irritasyonu azalır, gıda birikimi azalır, daha hijyenik ve daha estetikdir, karşı dişte aşındırıcı etkisi daha azdır (92-96).

Polisaj işlemleri için üreticiler tarafından hazırlanan setler, ağız içi ve dışı olmak üzere iki farklı tiptedir. Ağız dışı bitim sırasıyla şu şekildedir; kaba bitim için elmas frez, bitirme diski veya aşındırıcı lastikler kullanılır, lastik polisaj aletleri ile ilk polisaj

işlemleri gerçekleştirilir ve en son keçe lastik uçlar ya da pamuk fırça yardımıyla polisaj patı kullanılarak yüksek parlaklıkta yüzeyler elde edilir(85).

Ağız içindeki polisaj, ağız dışındaki aynı sırayla yapılır. Elmas bitirme diskleri, lastik polisaj aletleri, elmas polisaj patı ile uygulanır. Isı açığa çıkmasını önlemek için enstrümanlar ile ağızda sulu çalışılmalıdır (85, 97). Dış hekimliğinde kullanılan materyallerde bulunan pöröziteler, ışığı kırarak translusens özelliğini azaltır. Bunlar iyi bir optik görüntü sağlamak ve direnci korumak açısından en aza indirilmelidir. Aynı zamanda pöröz bölgeler, yüksek stres konsantrasyonu içermeleri sebebiyle kırık başlatma özelliğine sahiptirler ve materyalin gerilme, makaslama kuvvetlerine karşı direncini düşürürler (98). Elmas disk uygulamaları ve elmas pastalarla yapılan polisaj işlemlerinin, materyalin bükülme dayanıklılığını belirgin oranlarda arttırdığı belirtilmiştir (99).

4.3.3. Bitim ve Polisaja Etki Eden Faktörler

Polisaj işlemlerinde; aşındırıcıyla materyal arasındaki sertlik farkı, aşındırıcının büyüklüğü ve şekli, aşındırma hızı ve basıncı, işlemlerin su soğutması altında yapılması önemli faktörlerdir (100).

Sertlik farkı: Kullanılan aşındırıcının ve restorasyon materyalinin arasındaki sertlik farkının büyük olması etkin bir aşındırma işlemi yapılmasını sağlar. Bir materyalin knoop ve brinell sertlik dereceleri materyalin aşındırma işlemine karşı direncinin gösterirken, mohs derecesi ise materyalin diğer bir materyal tarafından çizilmesine karşı direncini gösterir (97, 100).

Aşındırıcının partikül büyüklüğü: Aşındırıcı partiküller büyüklüğüne göre; (0-10 µm arası ince (fine), 10-100 µm orta (medium), 100-500 µm kaba (coarse) olarak sınıflanırlar. Genellikle büyük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılarla daha hızlı ve pürüzlü aşındırma yapılır. Farklı partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılarla uygulanan basınç değiştirilerek aynı boyutta aşındırma yapılabilir (97, 100).

Partikül şekli: Partikül şekli aşındırma oranı üzerine direkt etkilidir. Keskin düzensiz şekilli partiküller yuvarlak hatlı daha küt kesme açısı olan partiküllere göre daha hızlı aşındırma yaparlar ve daha derin çiziklerin olmasına sebep olurlar.

Kullanıldıkça aşındırma oranı, aşındırıcıda debris (restorative materyal artıkları) birikmesine bağlı olarak azalır (97, 100).

Hız: Ne kadar hızlı aşındırırsak o kadar çok oranda restoratif materyal aşınır. Materyal üzerinde ısı oluşumu da hızla birlikte artar (97, 100).

Basınç (Uygulanan baskı veya kuvvet): Fazla basınç çabuk aşındırır fakat daha derin ve geniş çizikler oluşmasına neden olur. Aynı zamanda daha fazla ısı artışına yol açar (97, 100).

Yıkama (Lubricants): Yüzey artıklarını uzaklaştırmak ve ısı artışını önlemek için su spreyi ve gliserol yıkama amaçlı kullanılır. Ayrıca işlem sırasında yapılan yıkama, aşındırma oranını düşürür çünkü materyalle aşındırıcı temasını azaltır (97, 100).

4.3.4. Dental Materyallerin Polisaj Aşamaları

Dental materyal, sırası ile üç aşama sonucu parlak bir yüzeye sahip olurlar. Bunlar; kaba düzeltme ve konturlama, ara bitirme, final parlatmadır (100).

Kaba düzeltme ve konturlama: Büyük grenli aşındırıcılarla restorasyonun bitirme işlemine hazır hale getirilmesidir. Etkili bir aşındırma sağlayabilmek için 100 µm ya da daha büyük partiküllü, kaplı veya bağlı aşındırıcılar gereklidir. Elmas frez, yivli bitirme frezi ve aşındırıcı bitirme diskleri kullanılır (85, 100). Elmas frezle porselen konturları düzeltilip pürüzsüz hale getirilir. Bitirme elmasları 5-60 µm'lik grenlere sahiptirler. Kaba ve orta grenli kaplı bitirme diskleri kaba düzeltme için kullanılır (85).

Ara bitirme: Restorasyonun konturu ve sonuç şeklinin oluşmasını sağlayan aşamadır. Bitirme işleminde pürüzlüden pürüzsüz yüzeye ilk geçiş sağlanır (102). Kaba düzeltme ve konturlamada oluşan çizik ve yüzey kusurları kaldırılır. Bu aşamada kullanılan aşındırıcılar 100 µm'den küçük 15-20 µm'den daha büyüktür. Kaplı diskler, bağlı aşındırıcı aletler, ince elmas frezler ya da çok yivli bitirme frezleri kullanılır (85).

Final parlatma: Parlatma işleminin amacı mineye benzer parlaklıkta bir restorasyon elde etmektir. Çizikler gözle görülmez hale gelir. Aşındırma yöntemi

uygulanan aşındırma hızı, partikül büyüklüğü ve sertliği ile ilgilidir. Bağısız parlatma uygun bir enstrümana uygulanır ve bunların partikül boyutları 0.3-20 µm boyutlarındadır (100).

Yüksek dolduruculu hibrit kompozitlerde final ve ön parlatma için alüminyum oksit patlar kullanılır bunlar porselenin parlatılmasında kullanışlı olsa da tercih edilen, elmas parlatma patlarıdır. Çalışmalarda elmas patların porselenin parlaklığı üzerine en iyi etkiyi yaptığı bildirilmektedir. Kompozit ve porselen parlatma patlarıyla beraber en yaygın kullanılan madde gliserindir (85, 92, 101, 102).

4.3.5. Aşındırıcıların Sınıflandırılması

4.3.5.1. Gren Çapına Göre Aşındırıcılar

Gren, aşındırıcı partikülün büyüklüğü olarak adlandırılır. Aşındırıcı grenler, farklı partikül büyüklükleri yaratmak için düzensiz eleklerden geçirilmiş, ezilerek ve baskılanarak elde edilmiş materyallerdir (27).

4.3.5.2. Kaplama Şekline Göre Aşındırıcılar

Bağlı (Bonded): Partiküller; sinterleme, vitröz bağlama (cam ya da seramik), rezinsel bağlama (fenolik rezin), lastik bağlama (lateks, silikon içeren lastikler) olmak üzere 4 yöntemle bağlanır. Sinterlenmiş aşındırıcılar, aşındırıcı partiküller üst üste yığıldığından dolayı en güçlü materyallerdir. Vitröz bağlı aşındırıcılar camsı materyal ile karışır, enstrüman şeklini almak için soğuk preslenir, bağlayıcıya yapışması için sıcak preslenir. Rezin bağlı aşındırıcılar soğuk ya da sıcak preslenip rezinle bağlanması için ısıtılır. Lastik bağlı aşındırıcılar, rezin bağlı aşındırıcılara benzer şekilde üretilirler (27).

Kaplı (Coated): Kaplı yapıştırıcılar, aşındırıcı partiküllerin yapıştırıcı kullanarak esnek bir destekle (hafif ağırlıklı kağıt, metal ya da bant) sağlamlaştırılmasıyla üretilirler. Disk ve bitirme diski şeklindedirler, diskler değişik çaplarda ince ve çok ince olabilirler. Neme dirençsiz olanlarda su degradasyonu ile sertlik azalır, fakat günümüzde neme dirençli disk ve stripler geliştirilmiştir (27).

Bağsız (Loose): Son parlatma işleminde kullanılan parlatma patları bağsız aşındırıcılardır ve lastik keçe gibi yardımcı aletlerle beraber kullanılmaları gerekir. Aşındırıcı partiküller dental uygulamalarda, gliserin gibi suda çözülebilir bir materyalle dağıtılır. Alüminyum oksit bağsız patlar (0,3-1 µm) kompozit parlatmada ve elmas bağsız patlar ise porselen parlatmada sık tercih edilen bağsız aşındırıcılardır (27).

4.4. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk

Renk, bir cisim ile ışık enerjisinin fiziksel etkileşimi sonucunda gözlemcinin subjektif kişisel gözlemine bağlı olarak algıladığı psikofiziksel bir yanıt olarak tanımlanmaktadır (102, 103). Rengin algılanması için üç element arasında bir etkileşim olmasına ihtiyaç vardır. Bunlar ışık, obje ve gözlemcidir (104).

Enerjinin bir formu olan ışık, gözün retinasını etkileyebilen elektromanyetik ışımaya spektrumunun bir parçasıdır. Radyo dalgaları, x-ışınları, ultraviyole ve infrared ışınlarının hepsi aslında elektromanyetik ışımaya ailesinin parçalarıdır ve değişik dalga boyu özelliklerine sahiptirler. Ancak insan görme sistemi sadece 360 ile 780 nm gibi çok dar bir dalga boyu aralığına hassastır. Bu alana, görünür ışık spektrumu adı verilmektedir (105). Görünür ışık spektrumunda renkler, kısa dalga boyundan uzun dalga boyuna doğru mor, mavi, yeşil, sarı, turuncu ve kırmızı şeklinde sıralanmıştır. Farklı dalga boylarındaki bu uyarıların retinada oluşturdukları etki, gözlemci tarafından algılanan cisimlerin farklı renkliliğini oluşturmaktadır (106).

Bir ışık kaynağının yaydığı farklı dalga boyundaki ışık ışınları, onun spektral güç dağılımını (SPD) belirler. Farklı dalga boylarındaki ışık ışınlarını eşit seviyede enerjiye sahip oldukları ışık türlerine, tam ya da homojen spektrumlu ışıklar denir. Homojen spektrumlu ışıklar, özellikle renk eşleştirmesinde kullanılacak ışık kaynaklarında aranan bir özelliktir ve güneş ışığı tüm renkleri kapsayan homojen spektruma sahiptir. Ancak dünyanın farklı bölgelerinde ve günün değişik saatlerinde güneş ışınları homojen enerji dağılımı içermezler (102). Homojen spektrumlu olmayan bir ışık kaynağı altında, cismin renklerinden enerjisi daha fazla olan daha fazla yansırken, daha az olan ise daha az yansırarak cismin renginin farklı algılanmasına yol açar (106).

Rengin algılanmasında en temel faktör ışıktır ve ışık olmazsa renk de var olmaz. Rengin algılanması, ışığın kaynağından gelen ışığın obje yüzeyinden yansması, kırılmaya uğraması veya emilmesi sonucunda göze ulaşarak beyinde algılanması ile gerçekleşmektedir (107).

a. Işığın Emilimi

Bir obje üzerine ışık kaynağından gelen kendi rengi dışındaki ışık türleri obje tarafından emilir, kendi rengi ise yansıtılır. Cisim kırmızı ise, kırmızı dışındaki tüm dalga boylarını emer ve sadece kırmızı dalga boyundaki ışığı yansıtarak kırmızı renkte algılanır (108, 109). Elektromanyetik spektrum içindeki her dalga boyundaki ışığı emen bir cisim siyah renkte, yansıtan ise beyaz renkte algılanır. Objeye tarafından emilen ışığın türünü etkileyen bir diğer faktör de ışık kaynağından gelen ışınların dalga boyudur. Aydınlatmanın bu etkisinden dolayı homojen spektrumlu ışık kaynaklarının kullanılmadığı bir ortamda objenin gerçek rengini tespit etmek mümkün değildir (110, 111).

b. Işığın Yansması

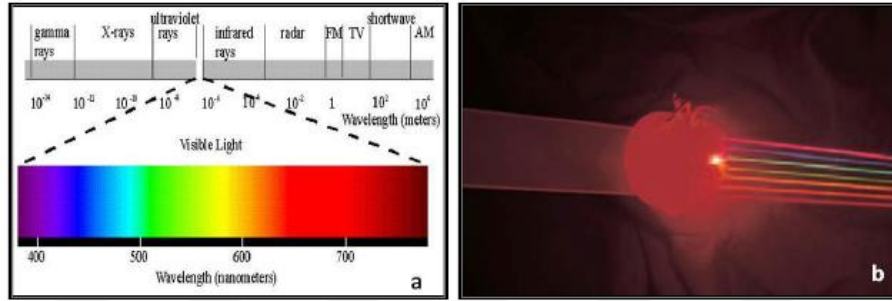
Işık ışınlarının bir yüzeye çarpıp geri dönmesine yansıma denir. Işık kaynağından objeye ulaşan ve yansıyan ışık ışınları, obje tarafından emilmeyen, obje ile aynı dalga boyundaki ışınları içerir. Yani objenin rengi, emilmeden üzerinden yansıyan ışık sayesinde algılanır ve bu ışığın dalga boyu renk algısını belirler. Yüzeyi düzgün bir obje üzerine gelen ışık ışınlarının, obje üzerine geldiği açının aynısıyla geri yansımaya düzgün yansıma, yüzeyi düzgün olmayan bir objeye gelen ışık ışınlarının değişik açılarda birçok yöne yansımaya ise dağınık yansıma denir. Doğal dışlardaki prizmatik ve interprizmatik yapılar arasında dağınık yansıma olduğundan restoratif materyallerin yapısının da bu özellikte olması beklenir (112, 113).

c. Işığın Kırılması

Işık ışınları saydam bir ortamdan farklı yoğunluğa sahip başka bir saydam ortama geçerken, ışık demetinin hızında ve yönünde değişiklik oluşur. Işığın hız değiştirmesinden kaynaklanan bu optik olaya kırılma denir. Işığın farklı yoğunlukta ortamlardaki hız oranları ortamın kırılma indisini (n) verir. Kırılma indisi; cismin

karakteristik bir özelliğidir ve cismin tipini belirlemede kullanılır. Işık, saydam bir ortamdan daha az yoğun saydam bir ortama geçtiğinde hızı artarak normalden uzaklaşır, daha yoğun saydam bir ortama geçtiğinde ise hızı azalarak normale yaklaşır (Şekil 1). Işığın havadaki kırılma indisi 1 olarak kabul edilir (112, 113, 114).

Doğal dişler birkaç farklı tabaka içeren karmaşık prizmatik ve interprizmatik bir yapıya sahiptir. Bu yapı nedeniyle ışık prizmatik kristal yapılar arasında geçerken kırılmaya uğrar ve bir kısmı da yansyarak dışarı doğru yönlendirilir. Restoratif materyallerin de doğal dişle aynı optik özellikler taşıyabilmesi için benzer kristal yapıda olması gerekmektedir (115).



Şekil 1. a: Elektromanyetik spektrum **b:** Domatesin tüm görünür dalga boyundaki ışınları emerek, sadece kırmızı dalga boyundaki ışınları yansıtması (122)

4.4.1. Materyallerin Işığın Yayılımına Etki Eden Özellikleri

Bir objenin rengi, sadece objenin yapısını oluşturan renklendirme maddesi ve tonu ile değil, aynı zamanda objenin üzerine gelen ışığı ne kadar yansıttığı veya kırdığıyla da alakalıdır. Buna göre obje ışık geçirgenliğine göre saydam (transparan), yarı saydam (translusent) ve opak özellikte olabilir. Diş ve dişi çevreleyen destek dokular yarı saydam dokulardır (112, 116).

4.4.1.1. Opasite

Opasite bir materyalin ışığın geçişini engelleme özelliğidir. Opak bir materyal, gelen ışığın bir kısmını emerken diğer kısmını yansıtır (110, 112, 116).

4.4.1.2. Yarı Saydamlık (Transludentlik)

Transludentlik, bir materyalin ışık geçişine izin vermekle beraber geçen ışığın dağılması sonucu arkasındaki cismin görülememesidir. Transludentlik, transparanlık ve opaklık arasında bir derecedir. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, kompozit ve akrilik rezinler gibi pek çok materyal, dişin doğal görünümünü yakalayabilmek için transludent özellik taşır (110, 113, 118, 119).

4.4.1.3. Saydamlık (Transparan Özellik)

Bir materyalin içinden ışık geçişine ve arkasındaki bir cismin görülebilmesine izin vermesidir. Cam transparan bir materyaldir. Diş hekimliğinde, genelde genç bireylerde, anterior dişlerin insizal kenarları boyunca ve mesial, distal eğimlerinde mine yapısı transparan özellik taşımaktadır. Bu alanların restorasyonlarında kullanılacak materyallerin de aynı özellikte olması gerekmektedir (110, 112, 113, 119).

4.4.1.4. Fosforesans Özelliği

Esas olarak fosfor içeren bileşenlerde görülen ve radyant enerjiyle uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile saçması sonucu ortaya çıkan ışılda özelliği olup, dental materyallerin özellikleri arasında bulunmaz (113).

4.4.1.5. Floresans Özelliği

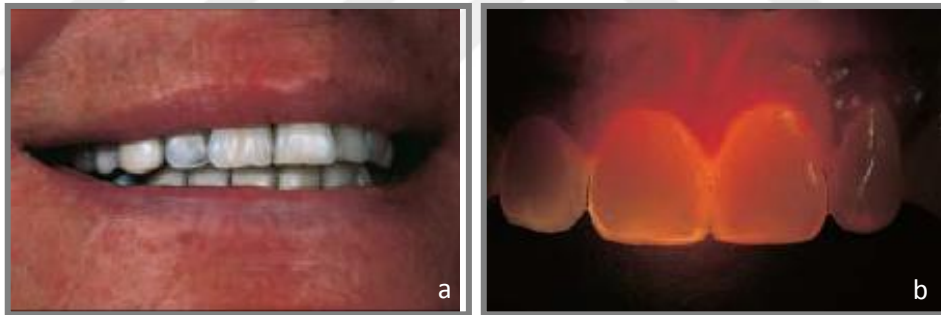
Bir materyalin üzerine gelen radyant enerjiyi absorbe ederek, lumin enerji yaymasıdır. Yayılan ışığın dalga boyu genelde gelen ışığıkinden uzundur. Tipik olarak mavi ışık veya ultraviyole ışıkta, materyaldeki elektronlar daha yüksek bir enerji düzeyine çıkar ve elektronların eskiden bulunduğu düşük enerji düzeyine inerken kazanmış oldukları bu enerji görünür spektrumda floresans ışık olarak oluşur (110,112).

Doğal dişler de ultraviyole ışığa maruz kaldığında görünür ışık yayarak floresans özellik gösterir. Dişler beyaz gün ışığında renk özelliklerine bakılmaksızın değerlendirildiğinde, en yüksek floresans değeri 450 nm dalga boyunda tespit edilmiş ve bu değer 680 nm dalga boyuna doğru giderek azalmıştır (120). Floresans özelliği dişlerin daha parlak ve beyaz gözükmesini sağlarken, gün ışığında dişlerin renklerinin değişik algılanmasına neden olur. Floresans özelliğin doğal dişlerin canlılığını yansıtan en

önemli faktörlerden biri olduğu kabul edilmektedir. Floresans özelliğin bu önemi, doğal dişle benzer optik özellikler taşıyan dental porselenlerin imal edilmesi hususunda önemli bir faktördür. Dental porselenlerin doğal dişlerin floresans özelliğini taklit edebilmesi için yapısına uranyum, seryum ve itriyum gibi elementler katılmaktadır (112, 121, 122).

4.4.1.6. Opalesans Özelliği

Radyant görünür ışık 380-780 nm aralığında fotonlar içerir. Yarı değerli opal mineraller gibi bazı materyaller, uzun dalga boyundaki ışıklara ait fotonların iletilmesi ve kırılması, kısa dalga boyundaki ışıklara ait fotonların ise yansması veya saçılması özelliğine sahiptir (122). Opalesans özelliğe sahip bir obje üzerine gelen ışık ışınları, objede kendi dalga boyundan daha kısa dalga boyundaki ışınlarla karşılaştığında tüm doğrultularda yansıtılarak saçılması sonucu, yansıyan renkte mavimsi ve iletilen renkte ise turuncu/kahverengi görünmektedir. Diş minesisi de opalesans özellik gösterir ve yansıyan ışıkta mavimsi, iletilen ışıkta ise turuncu görünür (123-125) (Resim 22).



Resim 22. a: Doğal dişin yansıyan ışıkta mavimsi görülmesi **b:** İletilen ışıkta ise turuncu görülmesi (122)

4.4.1.7. Metamerizm

Çevresel faktörler ve aydınlatma durumu renk tespitinde önemli rol oynamaktadır (126). Belirli bir ışık altında aynı renkte gibi görünen cisimler başka ışık altında farklı görülebilir. Bu olay metamerizm olarak adlandırılır (127). Metamerizm, iki değişik objenin spektral yansıma eğrilerindeki farklılıklardan kaynaklanan bir durumdur (128, 129). Bir renk anahtarındaki renk örneğinin floresan ışıkta normal dişle uyması, ancak akkor flamanlı lamba ışığında farklı renkte görülmesi buna örnek olabilir. Floresan ışık

kaynağında mavi-yeşil tayf ön plana çıkar ve mavi-yeşil renk baskın olarak algılanırken akkor ışıkta kırmızı-sarı tayf ön planda olduğundan bu renkler daha baskın olarak algılanır. Metamerizm probleminin yaşanmaması için, renk tespitinin tüm renk spektrumlarını eşit miktarda içeren gün ışığı gibi ışık kaynakları altında yapılması, kronlarda en basit kombinasyonlu renklerin tercih edilmesi ve klinik, laboratuvar aydınlatmasında aynı tip ışık kaynaklarının kullanılması gerekmektedir. Ancak gün ışığının da renginin günün değişik saatlerinde değişmesi sonucu, cisimlerin farklı renklerde görülebilmesi nedeniyle renk tespitinin farklı türdeki ışık kaynakları altında tekrarlanması renk uyumsuzluğu yaşanmaması açısından en güvenilir yöntemdir (113, 115, 130, 131).

4.4.2. Renk Olgusu ve Algılanması

Diş hekimliğinde renk algısı ve doğal diş ile restorasyon arasındaki renk uyumunun sağlanması için, renk fiziğinin çok iyi bilinmesi gerekmektedir. Cisimden yansiyarak göze gelen uygun dalga boylarındaki ışık ışınları, öncelikle gözün mercek sistemi tarafından görme reseptörlerinin yoğun olarak bulunduğu gözün retina kısmına odaklanır. Buradan da göz sinirleri yoluyla beyindeki görme merkezine iletilir. Görme merkezi tarafından yorumlanan cismin rengi algılanmış ve görme olayı tamamlanmış olur (132).

Gözün retina tabakasında bulunan reseptör hücreleri başlıca iki ayrı grupta incelenirler. Birincisi; çubuk şeklinde olup gece görüşten, karanlığa ve aydınlığa adaptasyondan sorumlu olan "basil reseptörleri", ikincisi ise; koni şeklinde olup görme keskinliği ve renkli görmeden sorumlu olan "koni reseptörleri" dir. Düşük aydınlatma şartlarında görmeden sadece basil reseptörleri sorumludur ve bu reseptörler objelerin rengini değil koyuluk-açıklığının (skotopik görme, siyah-beyaz görme) algılanmasını sağlar. Yüksek aydınlatma şartlarında ise renk algılanmasını koni reseptörlerince gerçekleştirilir (fotopik görme, renkli görme). Koni reseptörleri, üç temel renk (kırmızı, mavi, yeşil) için özelleşmiş olan 3 çeşit hücreden oluşmaktadır. Bu üç koni hücresinin ışık dalga boyu absorpsiyon eğrileri önemli ölçüde birbirlerini örterler. Bundan dolayı da görülebilir ışık dalga boyları birden fazla koniyi değişik oranlarda uyararak çok çeşitli renk tonlarının algılanmasını sağlar (104, 105, 113, 133).

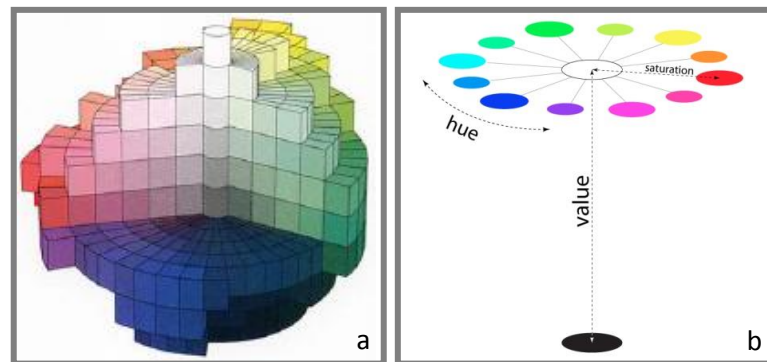
4.4.3. Renk Sistemleri

Yirminci yüzyılın başından günümüze kadar, renklerin matematiksel olarak ölçülebilmesi amacıyla geliştirilmiş pek çok farklı sistem bulunmaktadır. Bunların bazıları sadece teorik, bazıları örneklerin yerleştirilmesi bazıları ise fiziksel ölçümler ve hesaplamaları esas almaktadır (104). Bir renk düzenleme sistemi, renklerin üç boyutlu uzaydaki yerlerinin sistematik olarak düzenlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bu sistemler eğitim amaçlı olarak renk tanımlama ve endüstride renk belirlenmesinde kullanılmaktadır.

Geniş kullanıma sahip sistemlerin hemen hepsi geçtiğimiz yüzyılın ortalarında geliştirilmiştir. Pek çok farklı prensibe göre tasarlanmış olan renk düzenleme sistemleri mevcut olmasına rağmen hiçbiri tam olarak geçerli sayılmamıştır. Munsell ve CIE renk düzenleme sistemleri bunların arasında geliştirilme prensipleri, deneysel teknik, nitelikleri açısından üzerinde en fazla durulan sistemlerdir (104, 110, 113, 134, 135).

4.4.3.1. Munsell Renk Sistemi

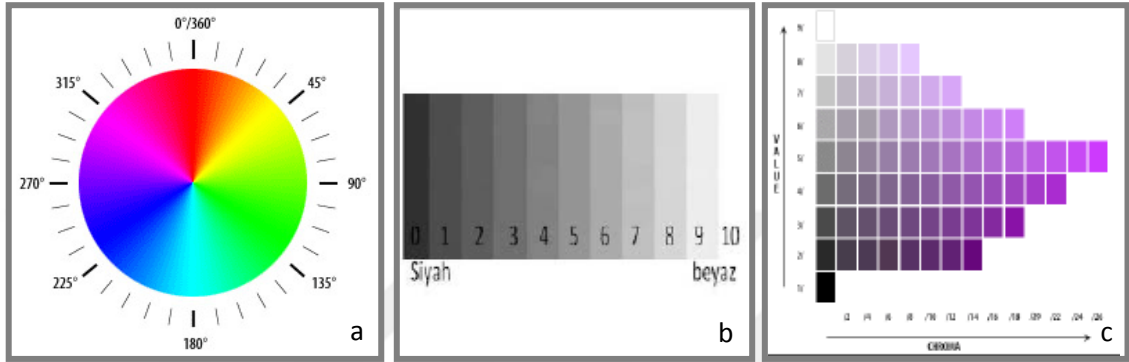
Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilen bir sistemdir. Pek çok farklı versiyonu yapılan bu sistem en eski renk düzenleme sistemidir. Munsell renk sisteminde örneklerin üç boyutlu olarak yerleştirilme prensibini rengin üç özelliği belirlemektedir. hue; ana renk, value; parlaklık ve kroma; rengin doygunluğudur (110) (Şekil 2).



Şekil 2. a, b: Munsell'in üç boyutlu renk sistemi

Hue: Rengin özel cinsi (adı) olarak ifade edilmektedir. Renk ailesinden bir rengi diğerinden ayırt eden niteliğidir. Göze gelen ışığın spesifik dalga boyuna göre beyinde oluşturduğu mavi, yeşil gibi renk algısını ifade eder. Munsell renk sisteminde saat

yönünde sıralanmış olan 5 ana renk tanımlanmaktadır; kırmızı (R), sarı (Y), yeşil (G) mavi (B) ve mor (P). Ayrıca bu ana renklerin birleşiminden oluşan ve ana renk harfleriyle nitelendirilen 5 adet de birleşim renk bulunur; sarı-kırmızı (YR), yeşil-sarı (GY), mavi-yeşil (BG), mor-mavi (PB) ve kırmızı-mor (RP). Ana ve birleşim renkleri olmak üzere 10 farklı renk ve bu 10 farklı rengin her biri için de değişik value değerine sahip 10, toplamda da 100 farklı hue örneği bulunmaktadır (110, 136) (Şekil 3).



Şekil 3. Munsell renk sisteminde; **a:** Hue, **b:** Value, **c:** Kroma (110)

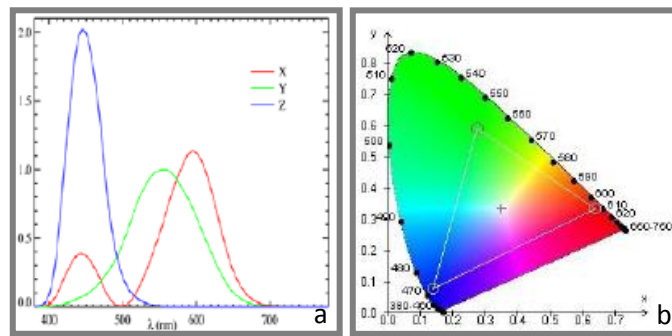
Value: Cismin açıklık, koyuluk veya parlaklık, matlık derecesini gösteren özelliğidir. Bir cismin parlaklığı, cisim üzerinden yansıyan veya geçen ışık enerjisi miktarına bağlıdır ve yansıyan ışık miktarı ile doğru orantılıdır. Munsell renk sisteminde value değerleri 0'dan 10'a kadar derecelendirilmiştir ve sistemin en altında siyah, en üstünde ise beyaz renk bulunmaktadır. Bu değerler arasında siyahtan beyaza doğru olan gri tonları value değerlerini oluşturur ve saf beyaz 10, saf siyah ise 0 olarak belirlenmiş ve ulaşılmaz olarak değerlendirilmiştir (Şekil 3). Doğal dişlerin value değerleri 4-8 arasında değişmektedir. Pek çok araştırmacıya göre diş hekimliğinde renk seçiminin en önemli aşaması value değerinin tespitidir. Value değerinin hatalı tespit edildiği bir restorasyon, değer yüksek ise daha parlak ve opak, düşük ise daha gri ve cansız görülür. Özellikle yüksek value değerine sahip restorasyon doğal dişlerden daha kolay ayırt edilebilir ve estetik olarak daha fazla hataya neden olur. Öte yandan value değerinin doğru tespit edildiği bir restorasyonda, hue ve chroma değerlerinin hatalı tespiti sonucu ortaya çıkacak estetik hatalar nispeten daha az fark edilebilir. Ancak hue ve kromadaki aşırı değişiklikler value değerini de düşürerek, restorasyonun daha koyu ve gri görünmesine neden olur (104, 110, 136).

Kroma: Bir rengin doygunluğu ve saflığını belirler ve rengin içerdiği ana renk miktarını yani ana rengin yoğunluğunu ifade eder. Munsell tarafından kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayıran özellik olarak bildirilmiştir. Munsell renk sisteminde renklerin dizilimi bir küre şeklinde gösterilmiştir. Kürenin dikey ekseninde 10 basamağa bölünmüş olan parlaklık (value), dikey eksenin her basamağının etrafında yine 10 basamağa bölünmüş olan yatay renk tonu (hue) örnekleri bulunmaktadır. Renk tonlarının yoğunluğu (kroma) eksenden dışa doğru uzanır (134, 135) (Şekil 3).

4.4.3.2. CIE Renk Sistemi

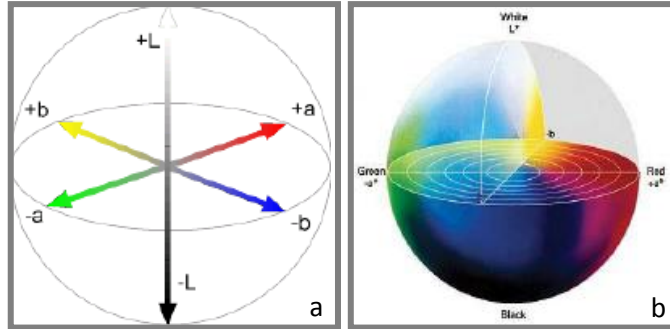
1986 yılında kurulan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE; “Commision de l’ Eclairage” veya “International Commission on Illumination”) renk, görünüm gibi alanlarda standart bir ışık kaynağında, standart bir gözlemci ve verilen bir renge, insan görme sisteminin cevabını gösteren tristimulus değerlerinin hesaplanmasında yetkili bir organizasyondur (132).

CIE'nin tristimuluslu ilk standart gözlemci eğrisi 1931 yılında açıklanmıştır ve belirli bir rengin tristimulus değerleri bu eğriden elde edilmiştir. CIE üçlü uyarıcı değerler sisteminde, CIE gözlemcisi tarafından belirlenen spektral yanıt fonksiyonlarına dayalı olarak X , Y ve Z şeklinde üç değişken kullanılmıştır. X , Y ve Z değerleri üç ana rengin (kırmızı, yeşil, mavi) algılanmasını sağlayan sinirlerin beyne yolladıkları uyarıların toplamıdır. Bu üç uyarımın toplamının uyarı miktarına oranı rengi tanımlar. X , Y ve Z değerlerinin toplamı rengin görsel duyulanma toplamına eşittir (110) (Şekil 4).



Şekil 4. a, b: CIE renklerin tristimulus değerleri eğrisi

4.4.3.3. CIE $L^*a^*b^*$ Renk Sistemi



Şekil 5. a, b: CIE $L^*a^*b^*$ üç boyutlu renk sistemi (104)

CIE tarafından, 1976 yılında geliştirilmiş olan sistem, standart bir gözlemci ile insan gözünün renge verdiği psiko-fiziksel cevabın koordinat değerlerinin hesaplanması ile ortaya çıkartılmıştır. CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde de renk Munsell renk sisteminde olduğu gibi üç koordinatta verilir ve tüm renkler bu koordinatların oluşturduğu eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan bir küre üzerinde yer alır (Şekil 5). CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde renklerin L^* , a^* ve b^* koordinatlarına göre dağılımları lineerdir, daha düzgün bir sıralama gösterir ve farklı renkler arasındaki uzaklıklar eşittir. Bu nedenle de renk ölçümü ve renk ayrımı yapıldığı durumlarda, dış hekimliği araştırmaları ve literatürde en sık kullanılan renk sistemidir (104, 110).

CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde L^* , Munsell sistemindeki value değeri ile orantılıdır ve rengin açıklık, koyuluk veya siyah-beyaz karakterini gösterir. L^* parametreleri dikey ekseninde bulunur, açık renkler L^* dikey ekseninde daha yukarıda ve daha yüksek değere sahipken koyu renkler eksenin daha altında ve daha düşük değerdedirler. Saf siyah rengin L^* değeri 0 iken saf beyazın L^* değeri 100'dür. CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde a^* ve b^* değeri, Munsell sistemindeki Hue ve Chroma değerleri ile orantılıdır. A^* parametreleri yatay ekseninde olup, bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değeri arttıkça renk kırmızıya azaldıkça yeşile kayar. B^* parametreleri de a^* yatay eksenine dik olan yatay ekseninde olup yine cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki koordinatlarını gösterir. Değeri arttıkça renk sarıya azaldıkça maviye kayar. A^* ve b^* koordinatlarının 0 değerleri nötral renkleri (beyaz, gri) verirken bu değerlerin artması rengin daha yoğun ve doygun olduğunu gösterir (104, 110).

*CIE L*a*b** renk sisteminin en büyük avantajı, renk farklılıklarının algılayıcı tarafından kolayca fark edilebilmesi ve klinik olarak anlamlılık arz etmesidir. Ayrıca *CIE L*a*b** renk sistemi, tüm ışık kaynaklarının standardizasyonunu sağlayarak, insan görsel algılamasındaki varyasyonları elimine eder. *CIE L*a*b** renk sisteminde renkler geometrik olarak dizildiğinden iki renk arasındaki farklılıklar matematiksel olarak hesaplanabilir. İki renk uyarımı arasındaki renk farklılığı (ΔE^*), bu renklerin *L*a*b** değerlerinin ilgili formül kullanılarak hesaplanması ile elde edilmektedir (104).

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

ΔE formülünde yer alan L_1^*, a_1^* ve b_1^* ilk ölçüm değerleri iken, L_2^*, a_2^* ve b_2^* ise ikinci ölçüm değerleridir. ΔE^* değeri, aynı ya da farklı örneklerin zaman içindeki L^*, a^*, b^* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını ifade eder. Bu değerinin sıfır olması bu iki rengin aynı olduğu, ΔE^* değerinin sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir. ΔE^* değeri arttıkça, renk farklılığı da belirginleşerek gözle algılanabilmeye başlar. Yapılan çalışmalara göre; klinik olarak insan gözünün renk farklılığını tespit edebileceği ΔE^* değeri sınırı konusu tam olarak netleşmemiştir. Renk değişiminin klinik açıdan fark edilebilir olarak kabul edilmesi için; bazı araştırmacılar renk değişiminin 3.7 ΔE^* birimden (137, 110, 137, 139), bazıları 1 ΔE^* birimden bazıları 3 ΔE^* birimden (140, 141), bazıları ise 3.3 ΔE^* birimden (142) fazla olması gerektiğini ifade etmektedir. O'Brien ise renk değişiminin 3.5 ΔE^* birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir. O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi yaptığı çizelge Tablo 6'da gösterilmektedir (100).

National Bureau of Standards tarafından belirlenmiş NBS kriterleri ile renk değişim miktarının kliniğe uygulanabilmesi amacı ile renk değişimleri standardize edilmiştir (143) (Tablo 7).

Tablo 6. O'Brien'in klinik olarak renk eşleşmesi (100)

ΔE^*	Klinik renk eşleşmesi
0	Mükemmel
0.5-1.5	Çok iyi
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
3.5>	Uyumsuz

Tablo 7. 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>	

4.4.4. Renk Ölçüm Yöntemleri

Belirli bir diş renginin analizinde kullanılacak temelde iki yöntem bulunmaktadır; görsel ve bir cihaz yardımıyla renk ölçümü yapılması. Diş hekimliğinde bu amaçla en sık kullanılan yöntem, diş ve renk skalalarına ait örneklerin karşılaştırılmasıdır. Görsel renk tespit yöntemleri pratik olmalarına rağmen oldukça subjektif yöntemlerdir. Bununla beraber cihaz yardımıyla yapılan ölçümlerden objektif ve hızlı sonuç alınmasının yanı sıra, bu sonuçların matematiksel verilere dönüştürülebilmesi gibi avantajları mevcuttur (104, 144).

4.4.4.1. Görsel Renk Ölçümü

Renk algısı, kişiden kişiye değişen subjektif ve psikofizyolojik bir süreçtir. Renk algılamasını etkileyen faktörler; ışık kaynağı, cismin görünümü ve gözlemciye bağlı faktörlerdir. Bir cismin rengi yalnızca retina görüntüsündeki ışığın spektral bileşimine bağlı değildir (105, 145). Görsel renk ölçümü yöntemleriyle yapılan renk seçimlerinin tutarlılığını etkileyebilecek pek çok faktör bulunmaktadır (104, 134):

- Ortamı aydınlatan ışığın spektral özellikleri ve şiddetine bağlı faktörler
- Renk seçimi yapan bireyin beceri, deneyim, cinsiyet, yaş ve renk reseptörlerinin yorgunluğu gibi bireysel varyasyonları ve ruhsal durumu
- Renk seçiminde kullanılan renk tablalarının doğal dişe ait tüm renkleri barındıracak yeterlilikte olması
- Renk tablasındaki örneklerin, renk düzlemlerine göre sistematik yerleştirilmemesi

4.4.4.2. Cihaz Kullanılarak Yapılan Renk Ölçümü

Renk ölçümünde cihaz kullanmanın en büyük avantajı nesnelliğin elimine edilmesidir. Renk ölçülmesi amacı ile günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleridir (113). Cihaz kullanılarak yapılan renk ölçümlerinin; bireysel, çevre ve aydınlatma koşullarından etkilenmemesi ve elde edilen sonuçların tekrarlanabilir ve matematiksel olarak hesaplanabilir olması gibi avantajları mevcuttur. Bununla beraber; daha maliyetli olması, aletin doğru kalibre edilmediği veya kullanılmadığı zaman hatalı sonuçlar alınabilmesi gibi dezavantajları da mevcuttur (105, 113).

4.4.4.2.1. Kolorimetre

Kolorimetreler, rengi sabit bir ışık kaynağı ve görme açısı kullanarak, objeden yansıyan ışığı üç ya da dört görünür spektrumda filtreleyip ölçmektedirler. Aletin kullanımı yüzey rengi ve yarı parlak renklerin ölçümü olarak iki alanda kategorize edilebilir. Yüzey rengi ölçümünde kullanılan aletin ana bileşenleri; bir ışık kaynağı, bir bütünleştirici küre ve algılayıcıdır. Yarı parlak renklerin ölçümünde, ışık kaynağına da ihtiyaç yoktur. Algılayıcı içerisinde, filtreden geçen değişik spektrumlardaki ışık demetlerine hassas olan ve insan gözündeki renkli görmeyi sağlayan koni hücrelerine

benzer sensörler bulunmaktadır. Bu sensörler, CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç alınabilmesine olanak vermektedirler (146).

Kolorimetrelerin kullanımı, spektrometre ve spektrofotometrelere göre daha kolay ve daha az maliyetlidir. Ancak aletin filtrelerinin zamanla eskimesine bağlı olarak tutarlılığı, sürekliliği ve filtrelerin tekrar CIE renk sistemine uyumlu sonuç vermesi olasılığı zayıflar. Aletin bir diğer dezavantajı da metamerizmin miktarının ölçülmesinde kullanılamamasıdır (bir grup örneğin aynı ışık kaynağı ve görme açısı şartlarında aynı olan spektral yansımaları şartlar değiştiğinde değişebilmektedir). Ayrıca translusent materyallerin renklerinin belirlenmesinde, ışığın kırılarak, dağılmasından dolayı sonuçlarda problemler yaşanabilir. Örneğin, gerçek diş ile aynı renkteki metal seramik restorasyonun kolorimetrik sonuçlarında farklılık görülebilir. Bu duruma "edge loss" adı verilmektedir (105, 146).

4.4.4.2.2. Spektrofotometre

Spektrofotometreler daha çok yüzey renginin ölçülmesi amacıyla geliştirilmiş ve diş hekimliği için çok daha uygun, kullanışlı aletlerdir. Bu aletler, bir obje üzerinden yansıyan 1-25 nm dalga boyu aralığındaki ışığın, aletten gönderilen beyaz referans ışığa oranını ölçecek şekilde tasarlanmıştır. Spektral yansıma fonksiyonu ile cismin renk parametreleri hesaplanmaktadır. Bir spektrofotometre; ışık kaynağı, monokromatör ve algılayıcıdan oluşmaktadır. Spektrofotometrenin ölçüm verilerinin, diş hekimlerinin anlayacağı şekilde manipüle edilmesi ve dönüştürülmesi gerekmektedir (104, 113).

Spektrofotometreler, dental araştırmalar ve klinik çalışmalarda porselenler, restoratif rezinler, yapay dişler, dental materyaller ve renk skalalarındaki renk değişiminin tespitinde kullanılmaktadırlar (129). Metamerizmi ayırt edebilmeleri ve üç yerine daha çok dalga boyunda ölçüm yapabilmeleri sayesinde insan gözünün tespit edemeyeceği renkleri dahi algılayabilmeleri ile kolorimetrelere göre daha çok tercih edilirler. Kolorimetrelere göre daha doğru ve sistematik ölçüm sonuçları verirler ve kolorimetreler daha çok düz yüzeylerden ölçüm yapabilmek için tasarlanmış olduklarından, klinik kullanımda daha çok spektrofotometreler tercih edilmektedir. Ayrıca standart koşullarda hata payı kolorimetreye göre daha düşüktür, tutarlıdır ve zamanla bu standardizasyonunda değişiklik yaşanmaz (110, 113).

Klinik çalışmalar ve dental araştırmalarda kullanılan spektrofotometrelerin pek çoğu; pahalı ve karmaşık olmaları gibi dezavantajlara sahiptir. Bununla beraber, bilimsel araştırmalar için geliştirilmiş olan küresel optik uçlu spektrometrelerde; örnek aletin pek çok farklı yön ve açıdan ışık gönderen optik yuvasına yerleştirilebilmekte ve böylelikle örneğin en güvenilir ve tutarlı şekilde yansıma özelliğinin spektral analizi gerçekleştirilmiş olmaktadır. Ancak dental spektrofotometrelerde ışık ancak diş yüzeyinden tek bir açıyla verilebilmektedir (110, 113).

Spektrofotometre, yüzey renginin ölçülmesinde çok kullanışlıdır. Bir prizma, spektrofotometre içindeki tungsten-filaman bir ampülden beyaz bir ışığı, 10 ve 20 nm'lik dalga boyu bantlarındaki bir spektrumda yayar. Görsel spektrumdaki her dalga boyu için örnekten yansıyan ışığın miktarı ölçülür (113).

4.4.4.2.3. Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri

Renk ölçümünde dijital kameraların kullanılması son yıllarda giderek popüler hale gelmiştir. Bu sistemde objenin renginin tek bir noktada ölçülmesi yerine objenin tamamına ait görüntüsü ölçülür. Bu sistemin teknolojisi, kolorimetrik ve multispektral olarak iki açıdan ele alınmaktadır. Kullanıcının fotoğraf metodolojisi ve bilgisayar teknolojisindeki becerilerini geliştirmesiyle beraber bu yöntem, renk ölçümü açısından son derece basit ve kullanışlıdır. X,Y, Z tristimulus eğerlerinin hesaplanması gibi, kamerada da RGB (kırmızı, yeşil ve mavi) değerleri bir formül ile hesaplanır. Kamera algılayıcıları CIE'nin standart gözlemcileri ile aynı spektral hassasiyete sahip olmadıkları için kameranın RGB değerleri, CIE'nin XYZ değerleri ile eşleşmez. Renk ölçümü için bu değerlerin "kamera karakterizasyonu" denen bir yöntem ile eşleştirilmesi gerekmektedir (110, 113).

Dijital kameralar ile renk ölçümü yapmak, klinik ve laboratuvar arasında daha kolay bağlantı sağlanması açısından son derece faydalıdır. Geleneksel renk skalalarıyla beraber alınan fotoğraflar, bu bağlantıyı daha da arttırmakta ve bu fotoğraflar ayrıca dişin translusensi, opasite özellikleri ve yüzey karakteriştiği hakkında da bilgi vermektedir.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, farklı ticari marka ve içeriklere sahip 5 adet CAD/CAM materyali kullanıldı (Tablo 8). Test edilen malzemelerin, farklı yüzey bitirme prosedürleri ve UV yaşlandırma işlemi sonrasındaki L^* , a^* , b^* , C (kroma), h (hue) ve ΔE^* değerleri karşılaştırıldı.

5 farklı materyal, 3 farklı yüzey bitirme işlemi (manuel polisaj, glaze, kontrol) olmak üzere toplam 15 adet alt grup oluşturuldu ve her grupta 10'ar tane olmak üzere toplam 150 adet örnek elde edildi. Çalışmada, laminate veneer restorasyonlar için kullanılabilen A1 rengi veya ona eşdeğer renkteki bloklar tercih edildi. Lava Ultimate ve Cerasmart materyalleri için "A1-LT" rengi seçildi. Vita Enamic ve Vita Suprinty materyallerinde "HT, T" translüsensi özelliğindeki bloklar bulunduğundan, Vita Suprinty malzemesi için "A1-T" rengi, Vita Enamic malzemesi için "1M1-T" rengi tercih edildi. Vita Mark II materyali için ise A1 rengine karşılık gelen "A1C" rengi kullanıldı. Tüm örnekler eşit kalınlıkta (1 ± 0.05 mm) hazırlandı.

Her bir materyalden hazırlanan toplam 30'ar adet örnek, kenarları düzgün hale getirildikten ve yüzeyleri farklı numaralardaki silikon karbit aşındırma kağıtları ile standardize edildikten sonra, rastgele 3 alt gruba ayrılarak deney grupları oluşturuldu (Tablo 9). 1. grup örneklere kontrol amaçlı hiçbir ilave yüzey işlemi yapılmazken, 2. grup örneklere manuel polisaj, 3. grup örneklere ise glaze işlemi uygulandı.

Örneklerin renk ölçümleri spektrofotometre cihazı (Vita Easysshade Advance 4.0, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ile yapıldı. Daha sonra Atlas UV 2000 (Material testing Technology LLC, Chicago, A.B.D.) yaşlandırma cihazında 300 saatlik UV yaşlandırma işlemi uygulandı. Ardından örneklerin renkleri tekrar ölçüldü ve elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

Tablo 8. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller

Marka	Materyalin tipi	Renk	Üretici firma
Lava Ultimate	Rezin nanoseramik	A1-LT	3M Espe, St. Paul Minneapolis, A.B.D.
Cerasmart	Nanoseramik	A1-LT	GC Dental Products, A.B.D.
Vita Enamic	Polimer infiltre seramik ağ	1M1-T	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Vita Suprinity	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik	A1-T	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Vita Mark II	Feldspatik seramik	A1C	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya

Tablo 9. Örnek grupları (n=10)

Deney grupları	Kullanılan materyal	Yüzey işlemleri
LU Grubu	Lava Ultimate	Manuel polisaj (M)
		Glaze (G)
		Kontrol (K)
CE Grubu	Cerasmart	Manuel polisaj (M)
		Glaze (G)
		Kontrol (K)
EN Grubu	Vita Enamic	Manuel polisaj (M)
		Glaze (G)
		Kontrol (K)
SP Grubu	Vita Suprinity	Manuel polisaj (M)
		Glaze (G)
		Kontrol (K)
VM Grubu	Vita Mark II	Manuel polisaj (M)
		Glaze (G)
		Kontrol (K)

Bu tez çalışmasının ilerleyen bölümlerinde, manuel polisaj yapılan gruplar (**M**), glaze uygulanan gruplar (**G**), kontrol grubu ise (**K**) olarak temsil edilecektir.

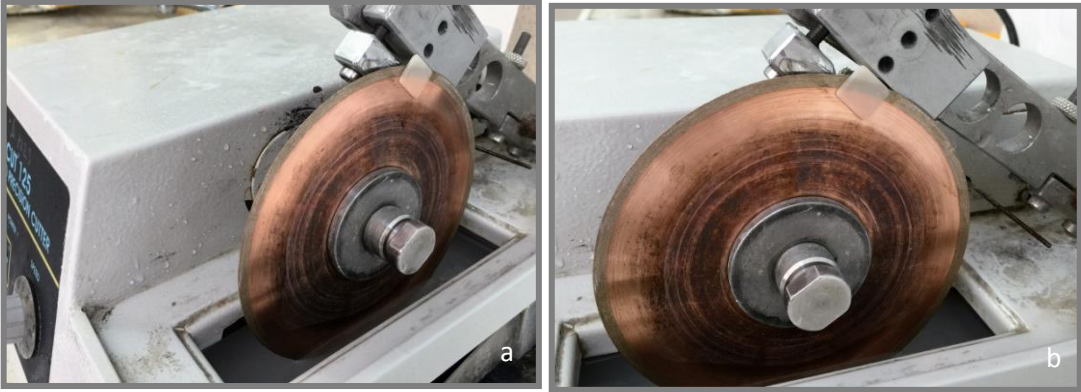
5.1. Örneklerin Hazırlanması

5.1.1. Lava Ultimate Örneklerin Hazırlanması

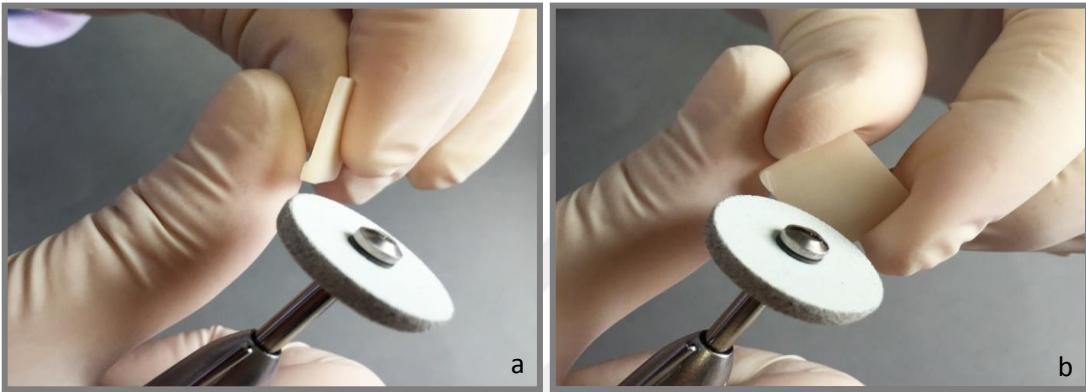
Lava Ultimate bloğundan, kesici elmas disk kullanılarak, düşük hızlı kesme cihazı ile (Micracut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon, Türkiye) su soğutması altında $1\pm 0,05$ mm kalınlığında kesit alındı ve blok ebatlarına uygun şekilde (1 mm×12 mm×14 mm) örnekler hazırlandı (Resim 23, 24). Daha sonra örneklerin kenar kısımlarında kalan çentikler porselen frezi ile düzeltilerek, yüzeyleri düzgün hale getirildi (Resim 25). Örnek yüzeylerinin standardizasyonu için sırasıyla 300, 500, 600, 800, 1200 grit silikon karbit aşındırma kağıtları kullanıldı. Son olarak, tüm örnekler buhar makinesi (Triton SLA, Bego, Almanya) ile yıkandı ve 10 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide (TPC Advanced Technology, Model UC-450, Los Angeles, A.B.D.) distile su ile temizlendi (Resim 26, 27).



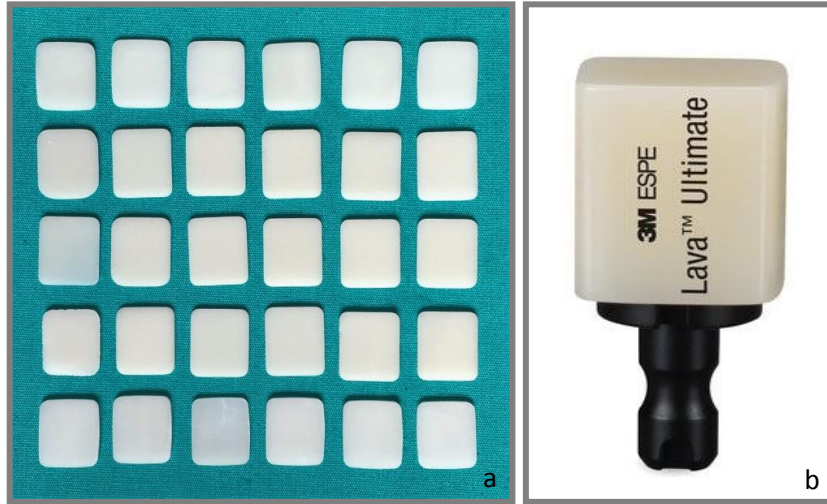
Resim 23. Micracut 125 düşük hızlı kesme cihazı



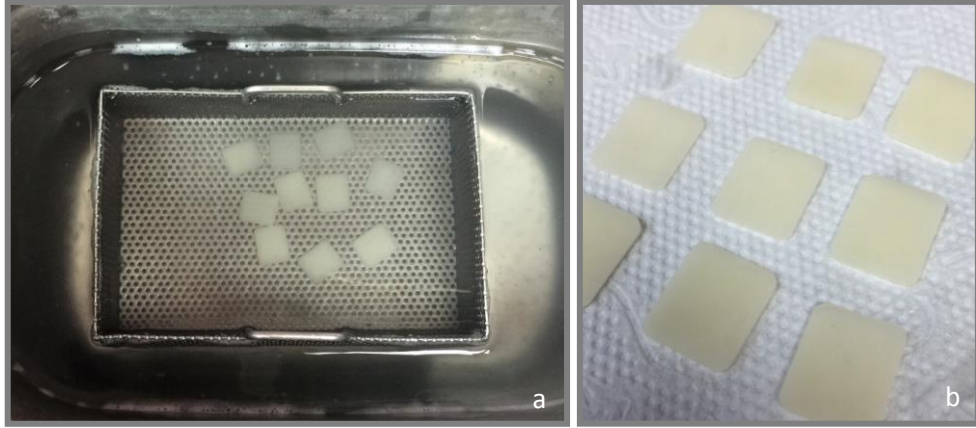
Resim 24. a, b: Örneklerin düşük hızlı kesme cihazı ile elde edilmesi



Resim 25. a, b: Örnek kenarlarının düzeltilmesi



Resim 26. a: Yüzeý standardizasyonu tamamlanan Lava Ultimate (LU) örnekler **b:**
Lava Ultimate bloğu



Resim 27. a: Örneklerin ultrasonik temizleyicide temizlenmesi **b:** Ultrasonik temizleyiciden çıkarılan örnekler

5.1.1.1.Lava Ultimate Materyali İçin Alt Grupların Oluşturulması

5.1.1.1.1.Lava Ultimate Kontrol Grubunun Oluşturulması

Bu gruba ait örnekler, yukarıda belirtilen şekilde düşük hızlı kesme cihazında hazırlandı ve örneklerin kenarları düzgün hale getirildi. Yüzeysel standardizasyonu için sırasıyla 300, 500, 600, 800, 1200 grit silikon karbit aşındırma kağıtları kullanıldı. Ardından örnekler ultrasonik olarak temizlendi. Böylece renk ölçümüne hazır hale getirildi.

5.1.1.1.2.Lava Ultimate Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması

Manuel polisaj işlemleri için, sisteme uygun bir polisaj seti seçildi (Meisinger Polishing Set, 3M Espe) ve tüm enstrümanlar üreticinin talimatları doğrultusunda, gren boyutu sıralamasına göre kullanıldı (Resim 28). Öncelikle restorasyonun bitim sınırlarındaki düzensizliklerin kaldırılması, sınır konturlarının oluşturulması ve yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi için kaba düzeltme ve konturlama işlemleri uygulandı (Resim 29). Bu amaçla 100 μm ya da daha büyük partiküllü aşındırıcılar kullanıldı. Bu işlemde restoratif materyali aşırı derecede kaldırılmamak ve lokal ısı artışlarını önlemek için minimal basınç uygulamaya özen gösterildi. Daha sonra ara bitirme aşamasına geçildi (Resim 30, 31). Bu aşamada, 100 μm 'den küçük 15-20 μm 'den daha büyük aşındırıcılar tercih edildi. Final parlatma aşamasında ise, restorasyon yüzeyinde meydana gelen küçük çizikleri ve yüzey pürüzlülüğünü azaltmak üzere polisaj işlemi

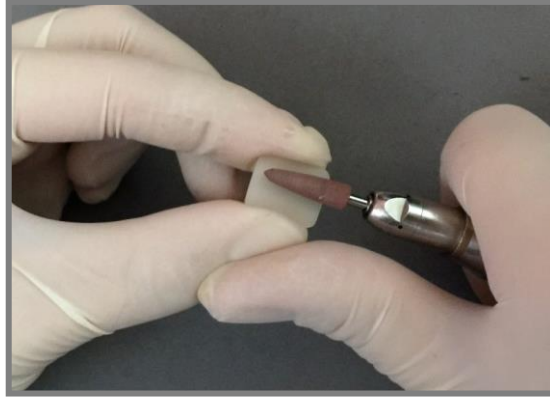
uygulandı ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi sağlandı. Final parlatma işlemleri için, partikül boyutları 0.3-20 μm olan, uygun enstrümanlar kullanıldı. Yüksek parlaklıkta seramik yüzeyi elde edebilmek için polisaj patı (Vita Karat diamond polishing paste, Vita Zahnfabrik) kıl fırça ve pamuk fırça yardımıyla, örnek yüzeyine uygulandı (Resim 32). Tüm işlemler aynı klinisyen tarafından, elektrikli mikromotor ve klinik piyasemen vasıtasıyla ve minimal basınç uygulanarak (max. 15,000 rpm) gerçekleştirildi. Her bir enstrüman 60 saniye süreyle kullanıldı. İşlemler öncesi aşındırıcıların partikül boyutları detaylı olarak incelendi ve gerekli görüldüğünde enstrümanlar yenilendi. Manuel polisaj işlemleri tamamlanan örnekler, ultrasonik temizleyicide tekrar 10 dk süreyle temizlendi.



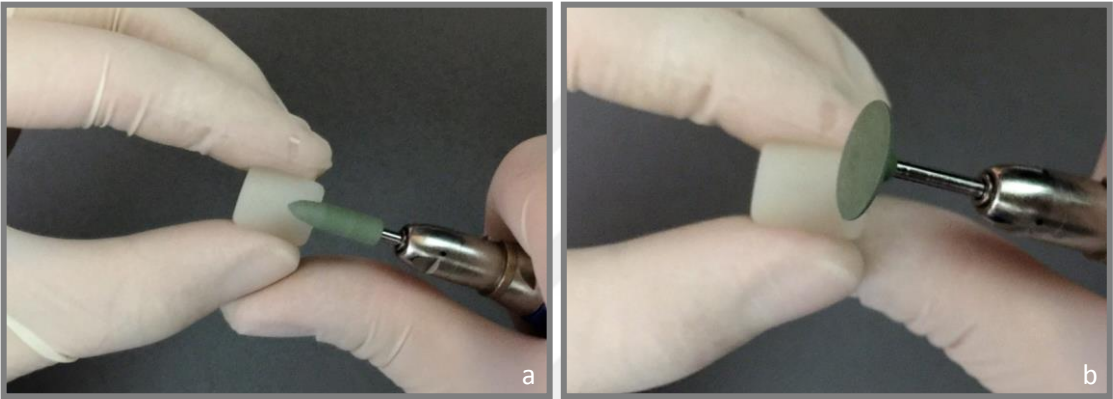
Resim 28. Meisinger polisaj seti



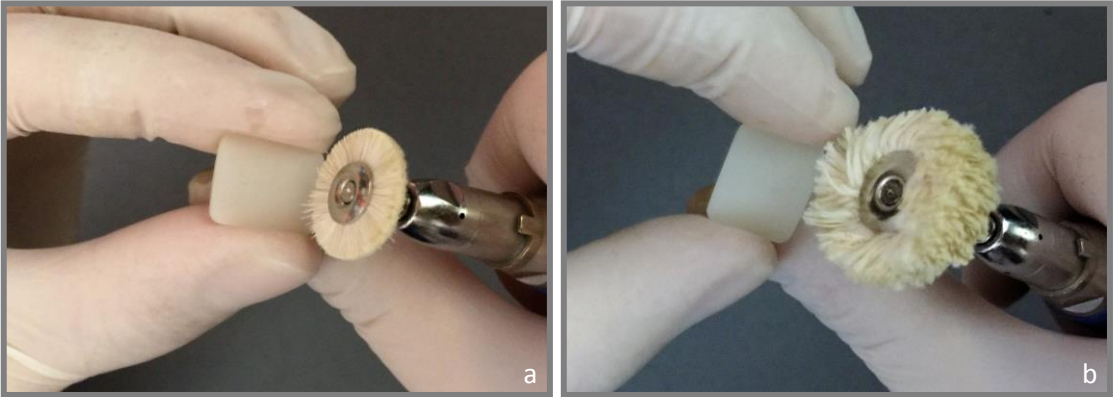
Resim 29. Kaba düzeltme ve konturlama işlemleri



Resim 30. Kahverengi lastik frezin kullanılması



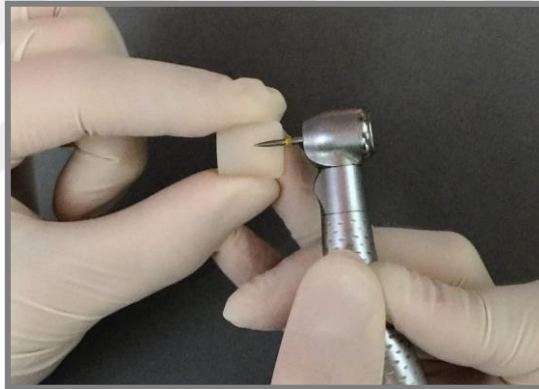
Resim 31. a, b: Silindirik ve disk formundaki yeşil lastik frezin uygulanması



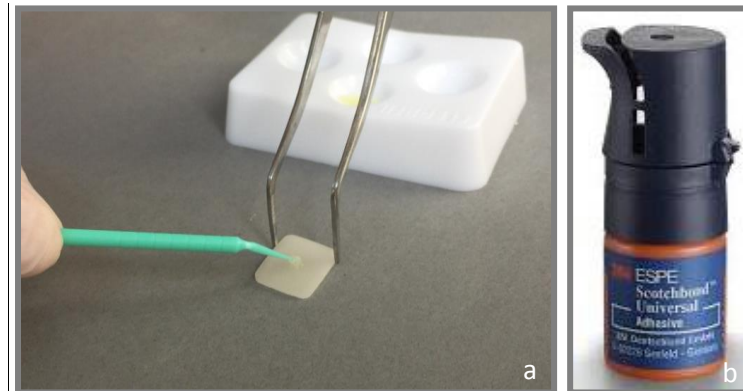
Resim 32. a: Kıl fırçanın polisaj patı ile birlikte kullanılması **b:** Pamuk fırçanın kullanılması

5.1.1.1.3.Lava Ultimate Glaze Grubunun Oluşturuması

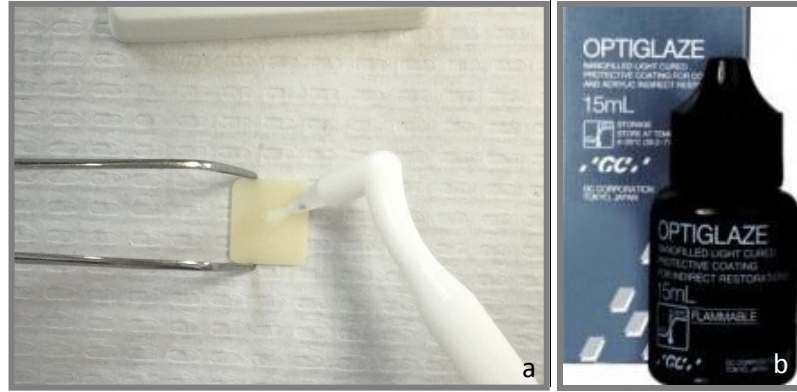
Bu işlem için, üretici firmanın talimatları doğrultusunda öncelikle, ince grenli (20 μm) sarı bantlı elmas frez (Komet, Brasseler GmbH&Co. KG, Lemgo, Almanya) ile örnek yüzeyi pürüzlendirildi (Resim 33). Ardından yüzeye, küçük bir fırça yardımıyla, 20 sn boyunca dairesel hareketlerle bond (Scotchbond™ Universal adhesive, 3M Espe) uygulandı (Resim 34). 5 sn süreyle hava ile nazikçe kurutulularak bond materyalinin ince bir tabaka halini alması sağlandı. 40 sn boyunca 350-500 nm dalga boyundaki LED ışık cihazı ile (Elipar Freelight 2, 3M Espe) polimerize edildi. Son olarak, tüm yüzeye ışıkla polimerize olan bir glaze materyali (Optiglaze™, GC) dairesel hareketlerle homojen bir tabaka halinde sürülerek (Resim 35), 40 sn süre ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi (Resim 36). Böylece, glaze uygulaması tamamlanan örnekler renk ölümüne hazır hale getirildi.



Resim 33. rnek yüzeyinin ince grenli elmas frez ile pürüzlendirilmesi



Resim 34. a: Yüzeye bonding ajanı uygulanması **b:** Scotchbond™ Universal adhesive materyali



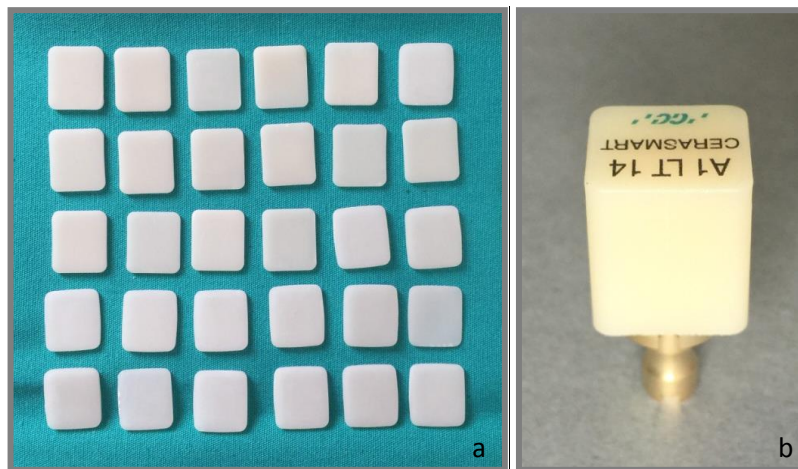
Resim 35. a: Glaze materyalinin tüm yüzeye uygulanması **b:** Optiglaze materyali



Resim 36. Glaze materyalinin polimerize edilmesi

5.1.2.Cerasmart Örneklerin Hazırlanması

Bölüm 5.1.1.'de belirtilen şekilde düşük hızlı kesme cihazında hazırlığı tamamlanan örnekler (Resim 37), yüzey bitirme işlemleri uygulamak üzere 3 alt gruba ayrıldı.



Resim 37. a: Cerasmart (CE) örnekler **b:** Cerasmart bloğu

5.1.2.1.Cerasmart Materyali İçin Alt Grupların Oluşturulması

5.1.2.1.1.Cerasmart Kontrol Grubunun Oluşturulması

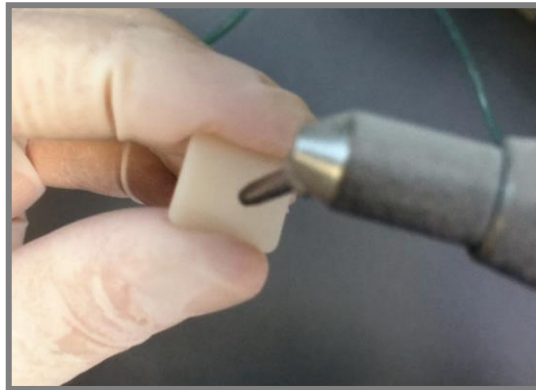
Cerasmart kontrol grubuna ait örnekler, bölüm 5.1.1.1.1.'de anlatılan şekilde hazırlanarak renk ölçümüne hazır hale getirildi.

5.1.2.1.2.Cerasmart Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması

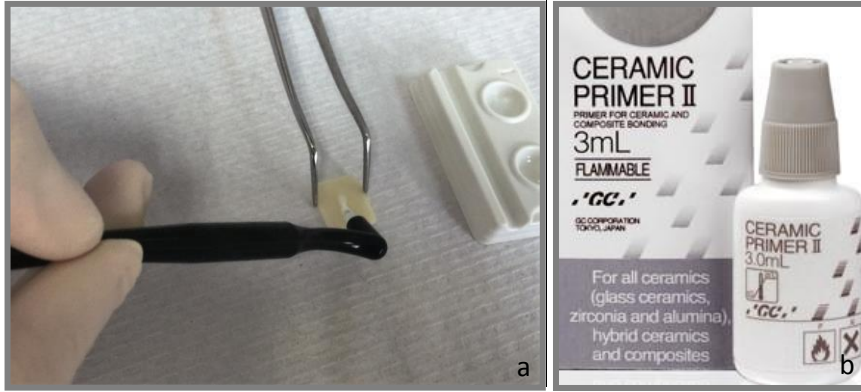
Bu gruptaki örnekler, bölüm 5.1.1.1.2.'de belirtilen prosedürler uygulanarak manuel polisaj yapıldı.

5.1.2.1.3.Cerasmart Glaze Grubunun Oluşturulması

İlk olarak örnekler, üretici firma talimatları doğrultusunda 25-50 µm alüminyum oksit tozu ile CoJet intraoral kumlama cihazı (3M Espe) kullanılarak kumlandı (Resim 38). Kumlama sonrası ultrasonik temizleyicide temizlenen örnekler, seramik primer (Ceramic Primer II, GC) tüm yüzeyi kaplayacak şekilde uygulandı (Resim 39). Son olarak ışık ile setleşen glaze materyali (Optiglaze™, GC), yukarıda belirtildiği gibi, temiz bir fırça yardımıyla örnek yüzeyine homojen bir tabaka halinde tek kat olarak sürüldü ve 40 sn süre ile LED ışık cihazı ile polimerize edildi.



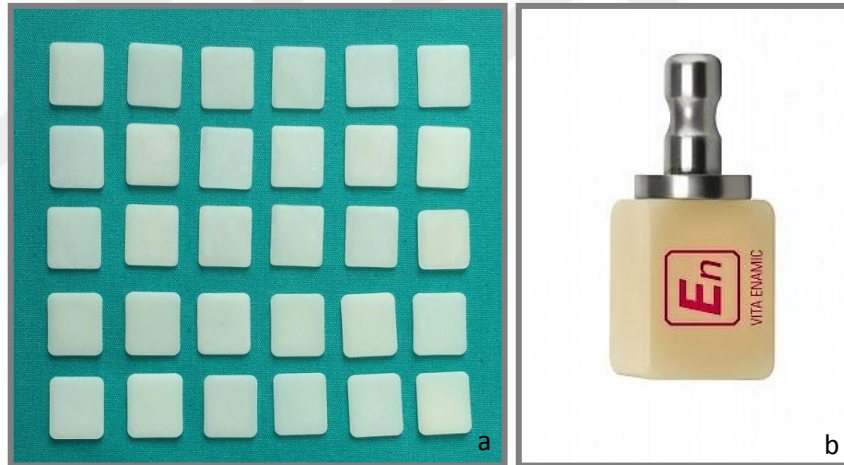
Resim 38. Örnek yüzeylerinin kumlanması



Resim 39. a: Örnek yüzeyine seramik primer uygulanması **b:** Uygulanan seramik primer ajanı

5.1.3.Vita Enamic Örneklerin Hazırlanması

Bölüm 5.1.1.'de belirtilen şekilde hazırlığı tamamlanan örnekler (Resim 40), yüzey bitirme işlemleri uygulamak üzere 3 alt gruba ayrıldı.



Resim 40. a: Vita Enamic (EN grubu) örnekler **b:** Vita Enamic bloğu

5.1.3.1. Vita Enamic Materyali İçin Alt Grupların Oluşturulması

5.1.3.1.1. Vita Enamic Kontrol Grubunun Oluşturulması

Bölüm 5.1.1.1.1.'de anlatılan şekilde hazırlanan örneklere herhangi bir ilave işlem uygulanmadı.

5.1.3.1.2. Vita Enamic Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması

Bu gruptaki örneklere, daha önce bölüm 5.1.1.1.2.'de anlatılan prosedürler uygulanarak manuel polisaj yapıldı.

5.1.3.1.3. Vita Enamic Glaze Grubunun Oluşturulması

Üreticinin talimatları doğrultusunda, örnek yüzeyleri %5 hidroflorik asit jeli (Vita ceramics etch, Vita Zahnfabrik) ile 60 sn asitlendi (Resim 41). Hava su spreyi ile 15 sn boyunca nazikçe temizlendi (Resim 42). Ardından, tüm örnek yüzeyine temizleyici solüsyon (Vita VM LC Cleaner, Vita Zahnfabrik) uygulandı. Daha sonra, glaze materyali (Vita Enamic Glaze, Vita Zahnfabrik), temiz fırça yardımıyla tüm yüzeye tek kat olarak sürüldü. Son olarak, glaze materyali daha önce anlatıldığı gibi polimerize edildi.



Resim 41. Örnek yüzeyine hidroflorik asit jeli uygulanması



Resim 42. a: Örnek yüzeyinin hava su spreji ile yıkanması **b:** Asitleme sonrası yüzeyin görüntüsü

5.1.4. Vita Suprinity Örneklerin Hazırlanması

Vita Suprinity materyalinden hazırlanan örnekler, prekristalize durumda iken, bölüm 5.1.1.'de belirtilen şekilde düşük hızlı kesme cihazında hazırlanarak, yüzey bitirme işlemleri uygulamak üzere 3 alt gruba ayrıldı.

5.1.4.1. Vita Suprinity Materyali İçin Alt Grupların Oluşturulması

5.1.4.1.1. Vita Suprinity Kontrol Grubunun Oluşturulması

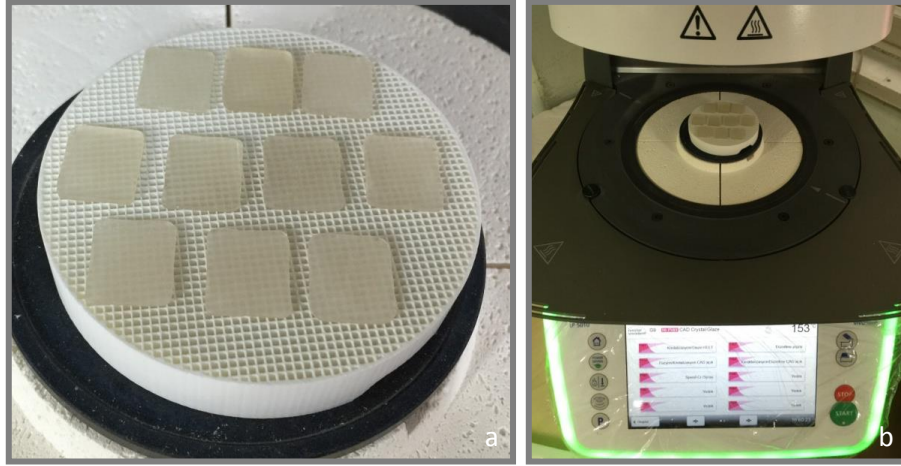
Daha önce bölüm 5.1.1.1.1.'de belirtilen şekilde hazırlanan örneklere, ilgili prosedürü takiben, kristalizasyon işlemi uygulandı.

5.1.4.1.2. Vita Suprinity Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması

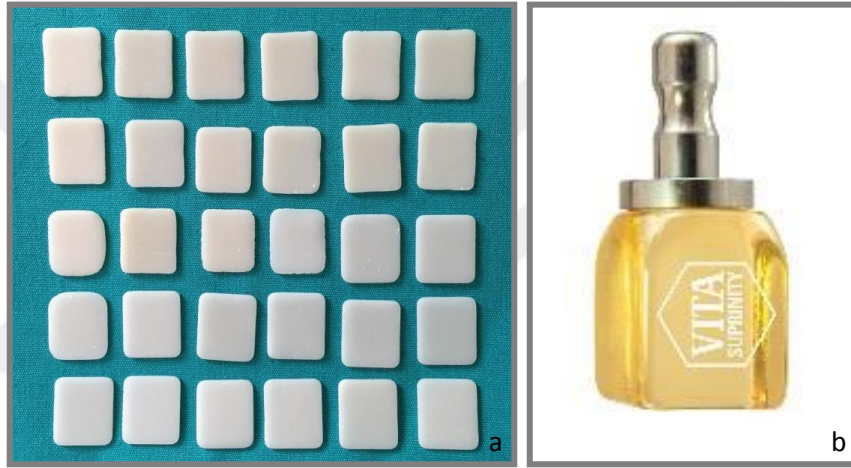
Bu gruptaki örneklere, bölüm 5.1.1.1.2'de belirtilen prosedürler uygulanarak, cam seramik sistemlere uygun manuel polisaj seti ile (Meisinger Polishing Set, 3M Espe) cila işlemleri tamamlandı. Ultrasonik temizleme işlemi tekrarlandı. Ardından üretici firma talimatları doğrultusunda (Tablo 10), porselen fırınında (Ivoclar Programat EP 5010, Ivoclar Vivadent) kristalizasyon işlemleri gerçekleştirildi (Resim 43, 44).

Tablo 10. Vita Suprinity materyali için kristalizasyon programı

T(°C)	S(dk)	T↑(°C/dk)	T2 (°C)	H↔(dk)
400	8	55	840	8



Resim 43. a, b: Vita Suprinity örneklerin kristalizasyonu



Resim 44. a: Kristalizasyonu tamamlanmış Vita Suprinity (SP) örnekler **b:** Vita Suprinity bloğu

5.1.4.1.3. Vita Suprinity Glaze Grubunun Oluşturulması

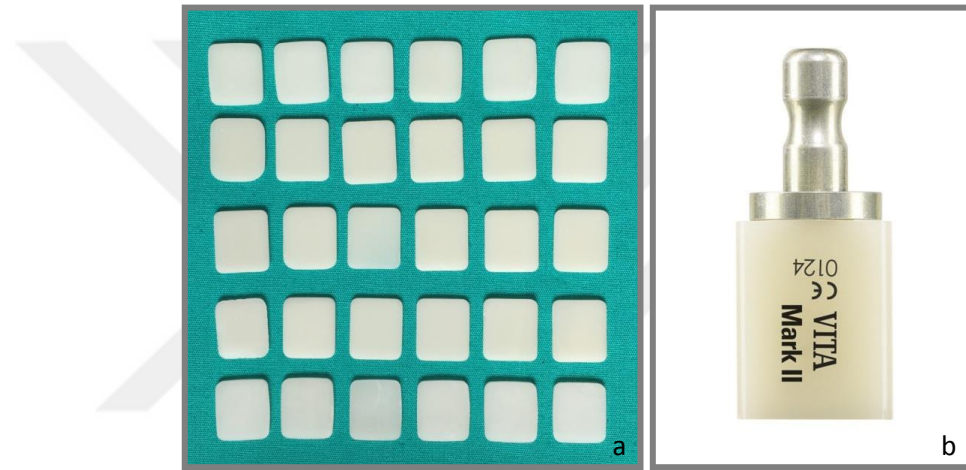
Kristalizasyonu tamamlanmış olan örneklere, glaze fırınlaması ayrıca uygulandı. Pürüzsüz bir seramik yüzeyi elde etmek için, firmanın önerdiği prosedür doğrultusunda, uygun miktar glaze tozu (Vita Akzent Plus Glaze Powder, Vita Zahnfabrik) ve likiti (Vita Akzent Plus Glaze Fluid, Vita Zahnfabrik) bir spatül yardımıyla karıştırılarak, elde edilen macun kıvamındaki karışım örneklerin yüzeyine temiz bir fırça yardımıyla uygulandı. Ardından glaze fırınlaması gerçekleştirildi (Tablo 11).

Tablo 11. Vita Suprinity materyali için glaze programı

T(°C)	S(dk)	T↑(°C/dk)	T2 (°C)	H↔(dk)
400	5	80	800	1

5.1.5.Vita Mark II Örneklerin Hazırlanması

Yukarıda belirtilen şekilde düşük hızlı kesme cihazında hazırlığı tamamlanan örnekler (Resim 45), yüzey bitirme işlemleri uygulamak üzere 3 alt gruba ayrıldı.



Resim 45. a: Vita Mark II (VM) örnekler, **b:** Vita Mark II bloğu

5.1.5.1. Vita Mark II Materyali İçin Alt Grupların Oluşturulması

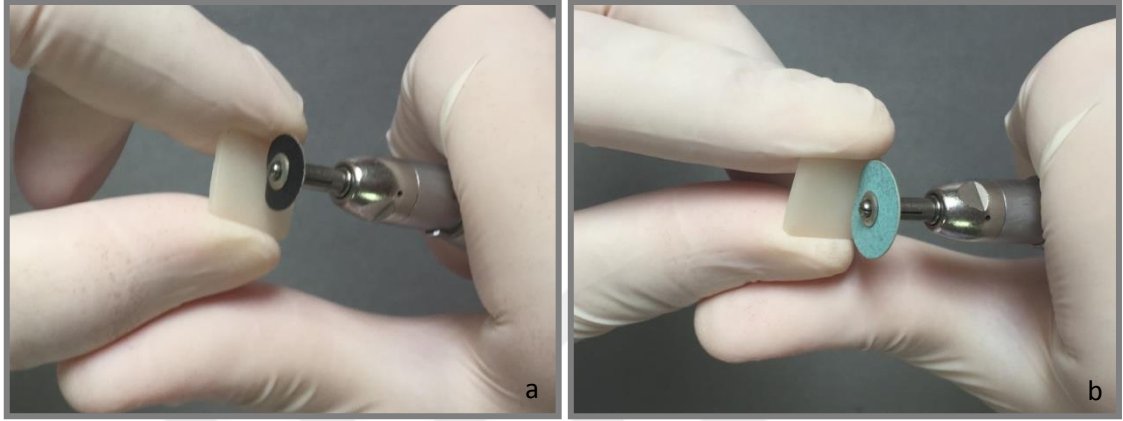
5.1.5.1.1. Vita Mark II Kontrol Grubunun Oluşturulması

Daha önce bölüm 5.1.1.1.1.'de belirtilen şekilde hazırlanan örneklere herhangi bir ilave işlem yapılmadı.

5.1.5.1.2. Vita Mark II Manuel Polısaj Grubunun Oluşturulması

3 alt gruba ayrılan örneklerden manuel polisaj grubundaki örnekleri hazırlamak için öncelikle kaba düzeltme ve konturlama işlemleri yapıldı. Bu amaçla restorasyon, öncelikle büyük grenli aşındırıcılarla, bitirme işlemine hazır hale getirildi. Daha sonra ara bitirme aşamasına geçildi. Bu aşama ile kaba düzeltme ve konturlamada oluşan çizik ve yüzey kusurları ortadan kaldırıldı. Pürüzsüz bir yüzey sağlayabilmek için, üretici

firma talimatları doğrultusunda alüminyum oksit kaplı esnek diskler (Sof-Lex, 3M Espe) gren boyutuna göre sırasıyla (siyah, koyu mavi, mavi, açık mavi) uygulandı (Resim 46). Ardından final parlatma aşamasına geçildi. Parlak bir seramik yüzeyi elde edebilmek için polisaj patı (Vita Karat diamond polishing paste, Vita Zahnfabrik) kıl fırça yardımıyla örnek yüzeyine uygulandı.



Resim 46. a: Siyah renkli alüminyum oksit kaplı disklerin uygulanması **b:** Mavi diskin kullanılması

5.1.5.1.3. Vita Mark II Glaze Grubunun Oluşturulması

Uygun miktar glazür toz (Vita Akzent Plus Glaze Powder, Vita Zahnfabrik) ve likiti (Vita Akzent Plus Glaze Fluid, Vita Zahnfabrik) bir spatül yardımıyla karıştırılarak, elde edilen karışım örneklerin yüzeyine uygulandı (Resim 47). Ardından glaze fırınlanması gerçekleştirildi (Tablo 12).



Resim 47. a: Örneklere glaze uygulanması **b, c:** Uygulanan glaze ajanları

Tablo 12. Vita Mark II materyali için glaze programı

T(°C)	S(dk)	T↑(°C/dk)	T2 (°C)	H↔(dk)
500	4	80	950	1

5.2. Örnek Kalınlıklarının Kontrolü

Örnekler hazırlandıktan sonra, final kalınlıkları dijital kumpas yardımıyla 3 bölgeden ölçülerek, tüm bölgelerin $1\pm 0,05$ mm kalınlıkta olması sağlandı (Resim 48).

**Resim 48.** Yüzey işlemleri sonrası örnek kalınlığı kontrolü

5.3. Renk Ölçüm Kutusunun Hazırlanması

Çevre koşullarının ve ortam ışığının renk ölçümünde hataya neden olmaması için ölçümler, renk ölçüm kutusu içerisinde gerçekleştirilmiştir. Renk ölçüm kutusu, 30x30x70 cm boyutlarında hazırlanıp, içerisi nötral gri fon ($L^*=64,1$, $a^*=0,3$, $b^*=-3,4$) kartonu ile kaplanmıştır. Kutunun içerisine gün ışığını taklit eden, 5500 K renk ısısına sahip flouresan lamba takılmıştır (Resim 49).



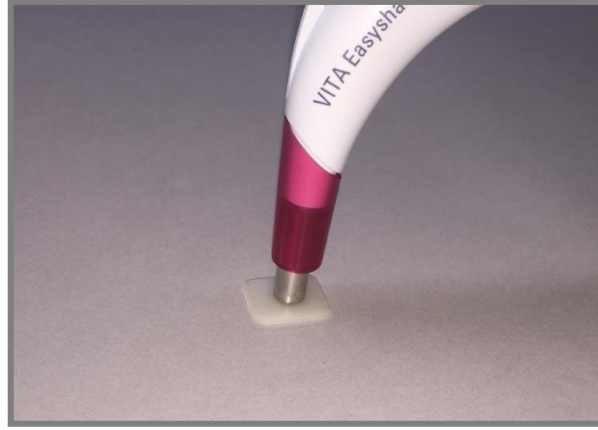
Resim 49. Renk ölçüm kutusu

5.4. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Renk ölçümüne hazır hale getirilen 150 adet örnek tek tek numaralandırıldıktan sonra spektrofotometre cihazı ile (Vita Easshade Advance 4.0, Vita Zahnfabrik), *CIE L*,a*,b**, *C* ve *h* değerleri ölçüldü (Resim 50, 51). Ölçümler öncesi spektrofotometre kendi özel kalibrasyon aleti ile kalibre edildi ve örneklerin tam ortasından ölçüm yapılacak şekilde konumlandırıldı. Her bir örnek için 3'er kez ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalaması alındı. Renk ölçümleri, renk ölçüm kutusu içerisinde ve nötral gri bir arka plan üzerinde gerçekleştirildi. İlk ölçümler sonrası her bir materyal için, manuel polisaj, glaze ve kontrol gruplarına ait L_1^* , a_1^* , b_1^* , C_1 ve h_1 değerleri elde edildi.



Resim 50. a, b: Renk ölçümünde kullanılan spektrofotometre



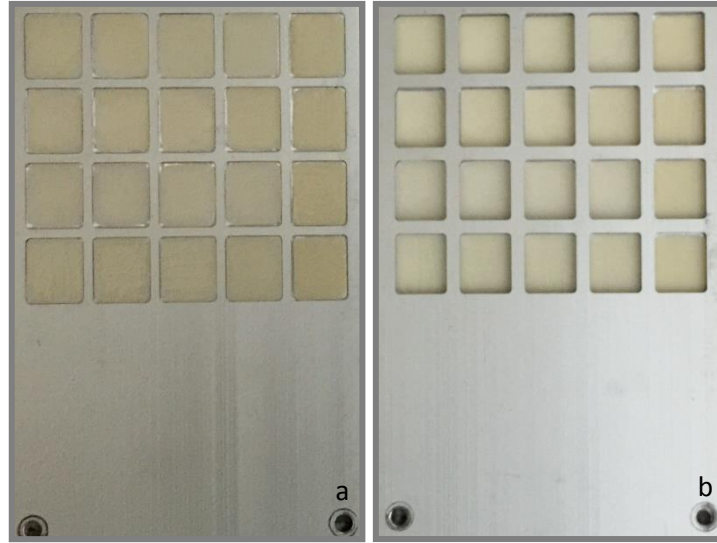
Resim 51. Nötral gri zemin üzerinde ölçümlerinin yapılması

5.5. Yaşlandırma Testi

UV yaşlandırma işlemi öncesinde, alüminyum materyalinden, örneklerin en, boy ve kalınlıklarına uygun yuvaları olan metal kalıplar hazırlandı (Resim 52). Tüm örnekler bu kalıplara, daha önce yapılan numaralandırmaya uygun olacak şekilde dizildi ve üzerlerine daha küçük çapta delikleri olan başka bir metal levha yerleştirildi (Resim 53). Bu iki levha, vida ile birbirine sabitlenerek, örneklerin hareket etmesi engellendi. Ardından, örnek yüzeyleri açıkta kalacak şekilde test cihazına yerleştirildi (Resim 54).



Resim 52. UV yaşlandırma işlemi için hazırlanan metal kalıpların görüntüsü



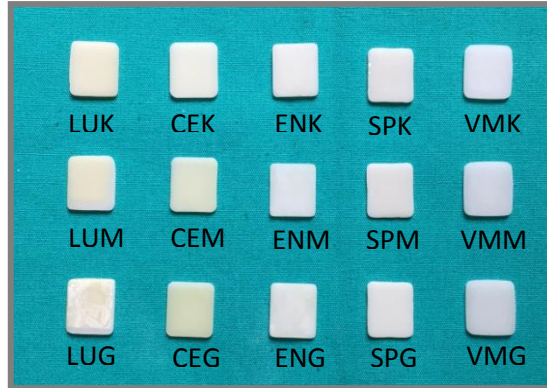
Resim 53. a: Örneklerin metal yuvalara dizilmesi **b:** İkinci metal levhanın yerleştirilmesi

Örneklere hızlandırılmış yaşlandırma siklusu Atlas UV 2000 (Material Testing Technology LLC, Chicago, A.B.D.) test cihazında yapıldı (Resim 57). Örneklerin hepsine UV ışık ve su püskürtme uygulanması ile 300 saat yaşlandırma işlemi 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.



Resim 54. a: Yaşlandırma cihazı (Atlas UV 2000) **b:** Test bölmesinin görünümü

5.6. Yaşlandırma Testi Sonrası Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması



Resim 55. Yaşlandırma işlemi uygulanan bazı örneklerin görüntüsü

300 saat hızlandırılmış yaşlandırma işlemine maruz bırakılan örnekler cihazdan alındıktan sonra buharlı su ile yıkandı ve kuruması sağlandıktan sonra renk analizi testlerine geçildi. Örneklerin renk ölçümleri daha önceden anlatılan prosedüre benzer şekilde renk ölçüm kutusu içerisinde gerçekleştirildi. Renk ölçümleri gri zemin üzerinde ayrı ayrı ölçülerek, L_2^* , a_2^* , b_2^* , C_2 ve h_2 değerleri elde edildi.

Yaşlandırma sonrası renk değişim miktarını hesaplamak için, ilk ölçümde elde edilen veriler ile yaşlandırma testi sonrası elde edilen veriler kullanıldı. Aşağıdaki formül kullanılarak ΔE^* değerleri hesaplandı;

$$\Delta E^* (\text{yaşlandırma sonrası-öncesi}) = [(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2]^{1/2}$$

ΔE^* formülünde yer alan L_1^* , a_1^* ve b_1^* ilk ölçüm değerleri iken, L_2^* , a_2^* ve b_2^* ise ikinci ölçüm değerleridir. Hesaplamalar Microsoft Office Excel 2010 (Microsoft Corporation, A.B.D.) programında yapılmıştır.

5.7. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS Windows 17.0 paket programında yapıldı ve normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk Testi ile değerlendirildi. Veriler parametrik dağıldığı için, her bir bağımlı değişken için İki Yönlü Anova Testi ve Fisher's LSD Test uygulandı. Yaşlandırma öncesi ve sonrası değişkenlerin analizi için Eşleştirilmiş Örneklem T-Testi uygulandı. $p < 0.05$ düzeyi için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

6. BULGULAR

Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic, Vita Suprinity ve Vita Mark II materyallerine uygulanan, farklı yüzey bitirme prosedürleri ve yaşlandırma işlemlerinin, restorasyonun final rengi üzerine etkisinin incelendiği bu araştırmada, renk değerlerini karşılaştırmak için $CIE L^*$, a^* , b^* , C ve h ve ΔE^* parametreleri kullanılmıştır.

6.1. Materyal Gruplarının Farklı Yüzey Bitirme Prosedürleri Sonrası Renk Değerlerine Ait Bulgular

Örneklere farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra yapılan ilk ölçümlere ait L_1^* , a_1^* , b_1^* , C_1 ve h_1 değerlerinin ortalaması ve standart sapmaları Tablo 13'te, kontrol, manuel polisaj ve glaze grubu örneklerin L_1^* , a_1^* , b_1^* , C_1 ve h_1 değerlerine ait p değerleri ise Tablo 14-16'da gösterilmiştir. Yüzey bitirme işlemlerinin restorasyonun rengi üzerine etkisinin değerlendirilmesinde bu ilk ölçüm değerleri kullanılmıştır. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tablolarda (♦) sembolü ile belirtilmiştir ($p < 0,05$).

$L_1^* = \text{Yaşlandırma öncesi } L^* \text{ değeri}$

$a_1^* = \text{Yaşlandırma öncesi } a^* \text{ değeri}$

$b_1^* = \text{Yaşlandırma öncesi } b^* \text{ değeri}$

$C_1 = \text{Yaşlandırma öncesi } C \text{ değeri}$

$h_1 = \text{Yaşlandırma öncesi } h \text{ değeri}$

UV yaşlandırma işleminden sonra ikinci renk ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Materyallerin renk stabilitesinin değerlendirilmesinde bu ikinci ölçüm değerleri kullanılmıştır.

$L_2^* = \text{Yaşlandırma sonrası } L^* \text{ değeri}$

$a_2^* = \text{Yaşlandırma sonrası } a^* \text{ değeri}$

$b_2^* = \text{Yaşlandırma sonrası } b^* \text{ değeri}$

$C_2 = \text{Yaşlandırma sonrası } C \text{ değeri}$

$h_2 = \text{Yaşlandırma sonrası } h \text{ değeri}$

Tablo 13. Yüzey bitirme işlemleri sonrası örnek gruplarına ait L_1^* , a_1^* , b_1^* , C_1 ve h_1 değerleri

Örnek Grupları	L^*	a^*	b^*	C	h
LUK	81,49±0,29	-1,36±0,14	15,84±0,37	15,96±0,41	94,91±0,23
LUM	81,29±0,31	-1,25±0,07	12,94±0,18	13,01±0,24	95,61±0,31
LUG	80,91±0,51	-1,35±0,09	13,01±0,66	13,12±0,64	177,96±1,57
CEK	82,25±0,47	-1,43±0,11	17,01±0,67	17,15±0,66	94,71±0,43
CEM	81,56±0,41	-1,16±0,09	12,25±0,61	13,51±0,36	94,98±0,65
CEG	81,18±0,53	-1,02±0,18	12,78±0,82	12,84±0,39	94,55±0,47
ENK	79,86±0,04	-0,52±0,25	12,79±0,45	12,91±0,19	92,65±0,45
ENM	77,41±0,46	-0,45±0,05	10,74±0,81	10,74±0,12	92,18±0,27
ENG	77,27±0,62	-0,84±0,18	12,44±0,71	12,51±0,32	93,88±0,26
SPK	79,28±0,52	-1,01±0,34	31,32±0,23	31,11±0,18	91,93±0,56
SPM	79,45±0,32	-1,33±0,11	30,26±0,34	30,32±0,42	92,51±0,36
SPG	81,01±0,32	-1,57±0,09	30,41±0,15	30,21±0,34	92,99±0,31
VMK	82,93±0,23	-0,18±0,09	8,31±0,26	8,34±0,34	91,33±0,12
VMM	83,23±0,51	0,13±0,17	7,24±0,62	7,26±0,27	88,99±0,41
VMG	84,85±0,47	-0,41±0,07	9,57±0,54	9,57±0,51	92,53±0,32

Not: Lava Ultimate (LU), Cerasmart (CE), Vita Enamic (EN), Vita Supriniy (SP), Vita Mark II (VM), manuel polisaj yapılan gruplar (M), glaze uygulanan gruplar (G), kontrol grubu ise (K) olarak temsil edilmiştir.

Tablo 14. Kontrol grubu örneklerin L_1^* , a_1^* , b_1^* , C_1 ve h_1 değerlerine ait p değerleri

Materyal/Kontrol		L_1^*	a_1^*	b_1^*	C_1	h_1
LU	CE	0,106	0,307	0,025	0,002 \blacklozenge	0,996
	EN	0,001 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,959
	SP	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,946
	MK	0,002 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,935
CE	LU	0,106	0,307	0,025	0,002 \blacklozenge	0,996
	EN	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,963
	SP	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,950
	MK	0,148	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,939
EN	LU	0,001 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,959
	CE	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,963
	SP	0,217	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,987
	MK	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,976
SP	LU	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,959
	CE	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,963
	EN	0,217	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,987
	MK	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,976
MK	LU	0,002 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,935
	CE	0,148	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,939
	EN	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,976
	SP	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,000 \blacklozenge	0,989

Tablo 15. Manuel polisaj grubu örneklerin L_1^* , a_1^* , b_1^* , C_1 ve h_1 değerlerine ait p değerleri

Materyal/Manuel polisaj		L_1^*	a_1^*	b_1^*	C_1	h_1
LU	CE	0,564	0,190	0,548	0,187	0,989
	EN	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,938
	SP	0,000 \diamond	0,243	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,944
	MK	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,880
CE	LU	0,564	0,190	0,548	0,187	0,989
	EN	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,949
	SP	0,000 \diamond	0,014 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,955
	MK	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,891
EN	LU	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,938
	CE	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,949
	SP	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,994
	MK	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,942
SP	LU	0,000 \diamond	0,243	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,944
	CE	0,000 \diamond	0,014 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,955
	EN	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,994
	MK	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,936
MK	LU	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,880
	CE	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,891
	EN	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,942
	SP	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,936

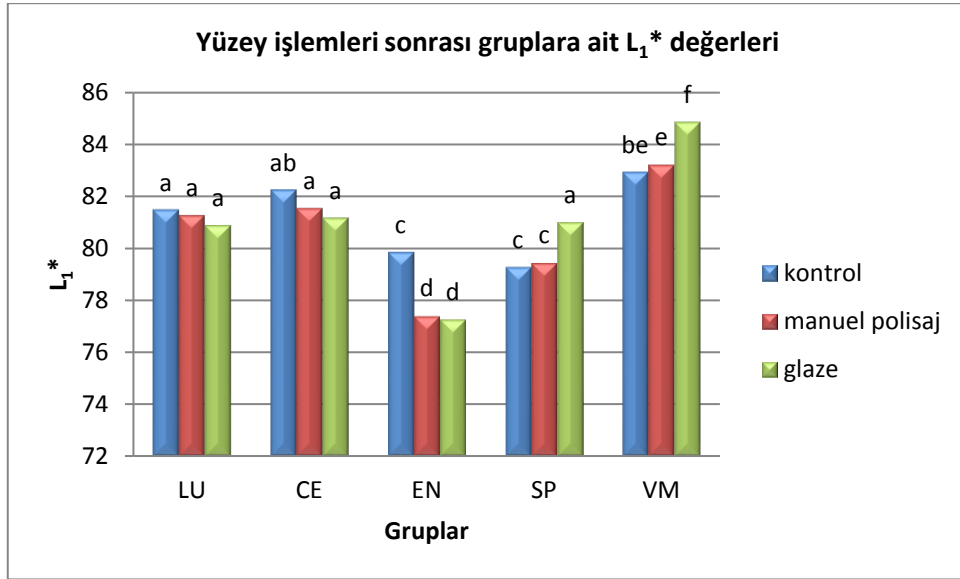
Tablo 16. Glaze grubu örneklerin L_I^* , a_I^* , b_I^* , C_I ve h_I değerlerinin, materyal gruplarına göre p değerleri

Materyal/Glaze		L_I^*	a_I^*	b_I^*	C_I	h_I
LU	CE	0,550	0,000 \diamond	0,670	0,459	0,000 \diamond
	EN	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,279	0,102	0,000 \diamond
	SP	0,814	0,002 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond
	MK	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond
CE	LU	0,550	0,000 \diamond	0,670	0,459	0,000 \diamond
	EN	0,000 \diamond	0,009 \diamond	0,511	0,368	0,988
	SP	0,717	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,972
	MK	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,963
EN	LU	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,279	0,102	0,000 \diamond
	CE	0,000 \diamond	0,009 \diamond	0,511	0,368	0,988
	SP	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,984
	MK	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,975
SP	LU	0,814	0,002 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond
	CE	0,717	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,972
	EN	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,984
	MK	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,992
MK	LU	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond
	CE	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,963
	EN	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,975
	SP	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,992

Tablo 17. Örneklerin L_I^* , a_I^* , b_I^* , C_I ve h_I değerlerinin yüzey bitirme prosedürleri gruplarına göre (kontrol, manuel polisaj, glaze) p değerleri

Materyal/Yüzey işlemi			L_I^*	a_I^*	b_I^*	C_I	h_I
LU	K	M	0,669	0,110	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,987
		G	0,209	0,884	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond
	M	K	0,669	0,110	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,987
		G	0,405	0,145	0,907	0,751	0,000 \diamond
	G	K	0,209	0,884	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond
		M	0,405	0,145	0,907	0,751	0,000 \diamond
CE	K	M	0,142	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,995
		G	0,024 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,997
	M	K	0,142	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,995
		G	0,418	0,042 \diamond	0,363	0,082	0,992
	G	K	0,024 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,997
		M	0,418	0,042 \diamond	0,363	0,082	0,992
EN	K	M	0,000 \diamond	0,307	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,991
		G	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,498	0,278	0,978
	M	K	0,000 \diamond	0,307	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,991
		G	0,579	0,000 \diamond	0,001 \diamond	0,000 \diamond	0,969
	G	K	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,498	0,278	0,978
		M	0,579	0,000 \diamond	0,001 \diamond	0,000 \diamond	0,969
SP	K	M	0,717	0,000 \diamond	0,042 \diamond	0,040 \diamond	0,989
		G	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,020 \diamond	0,981
	M	K	0,717	0,000 \diamond	0,042 \diamond	0,040 \diamond	0,989
		G	0,001 \diamond	0,001 \diamond	0,065	0,771	0,991
	G	K	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,020 \diamond	0,981
		M	0,001 \diamond	0,001 \diamond	0,065	0,771	0,991
MK	K	M	0,552	0,000 \diamond	0,040 \diamond	0,005 \diamond	0,957
		G	0,041 \diamond	0,001 \diamond	0,016 \diamond	0,001 \diamond	0,978
	M	K	0,522 \diamond	0,000 \diamond	0,040 \diamond	0,005 \diamond	0,957
		G	0,032 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,936
	G	K	0,041 \diamond	0,001 \diamond	0,016 \diamond	0,001 \diamond	0,978
		M	0,032 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,000 \diamond	0,936

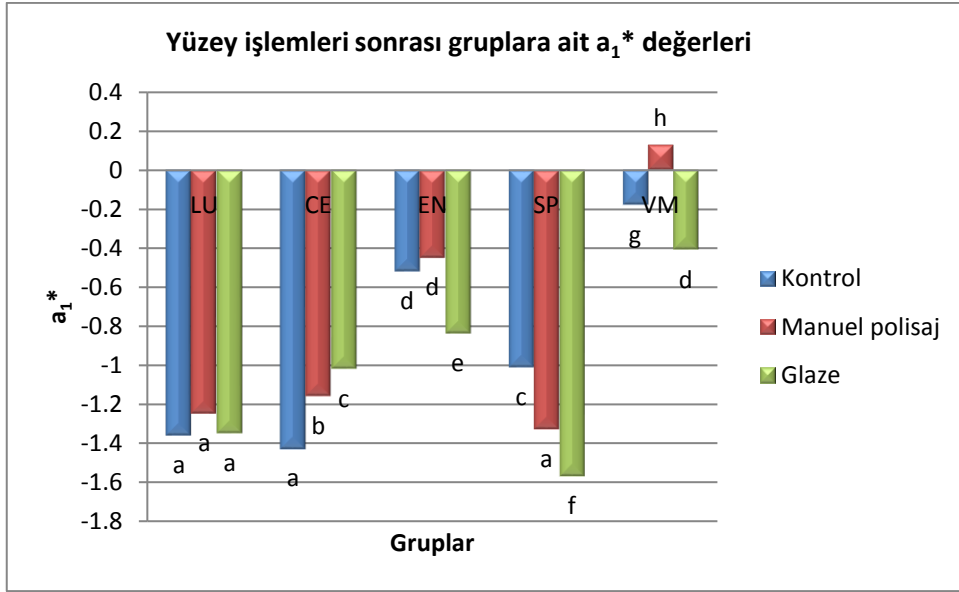
UV yaşlandırma işlemi uygulanmadan önce, farklı yüzey bitirme işlemleri sonrasında yapılan ilk ölçümlerde en yüksek L_1^* değeri VMG ($L_1^*=84,85$) grubunda, en düşük L_1^* değeri ENG ($L_1^*=77,27$) grubunda elde edilmiştir (Şekil 6). LU ve CE materyallerinde L_1^* değerlerinde, yüzey bitirme işlemlerine göre anlamlı fark bulunamamıştır. EN materyalinde K grubunda, SP ve VM materyalinde ise G grubunda diğer yüzey işlemleri gruplarına göre anlamlı fark saptanmıştır ($p<0,05$).



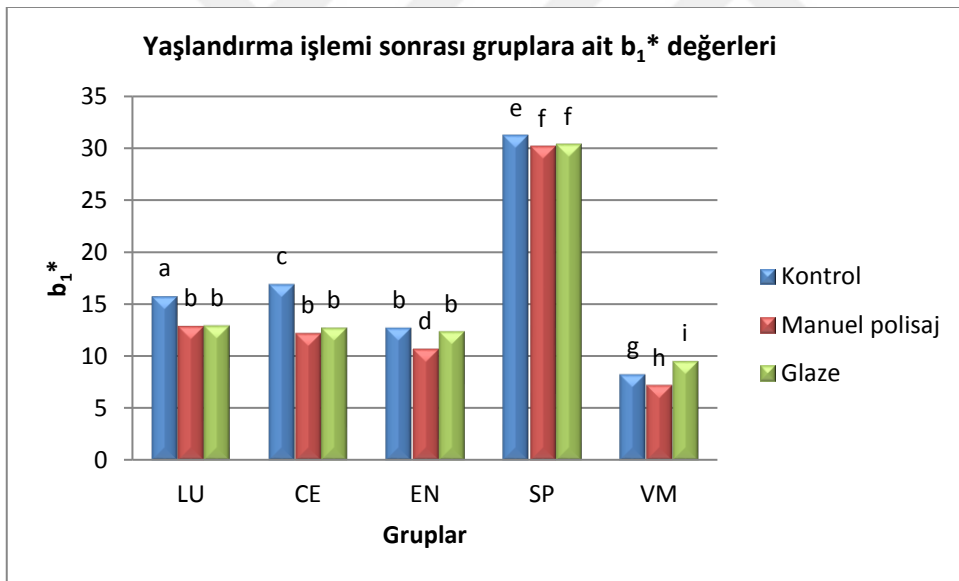
Şekil 6. Farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan materyallerin L_1^* değerleri

Not: Grafiklerdeki sütunların üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir.

En düşük a_1^* değeri SPG ($a_1^*=-1,57$) grubunda, en yüksek a_1^* değeri VMM ($a_1^*=0,13$) grubunda elde edilmiştir (Şekil 7). LU materyalinde a_1^* değerlerinde, yüzey bitirme işlemlerine göre anlamlı fark bulunamamıştır. Aksine diğer tüm materyallerde a_1^* değerleri arasında, yüzey bitirme işlemlerine göre anlamlı fark tespit edilmiştir ($p<0,05$). Ancak, tek bir yüzey bitirme işlemi, tüm materyallerde aynı etkiyi oluşturmamıştır. Örneğin, CE malzemesinde en küçük a_1^* değeri kontrol grubunda ($a_1^*=-1,43$); EN ($a_1^*=-0,84$), SP ($a_1^*=-1,57$) ve VM ($a_1^*=-0,41$) malzemelerinde ise glaze grubunda elde edilmiştir.



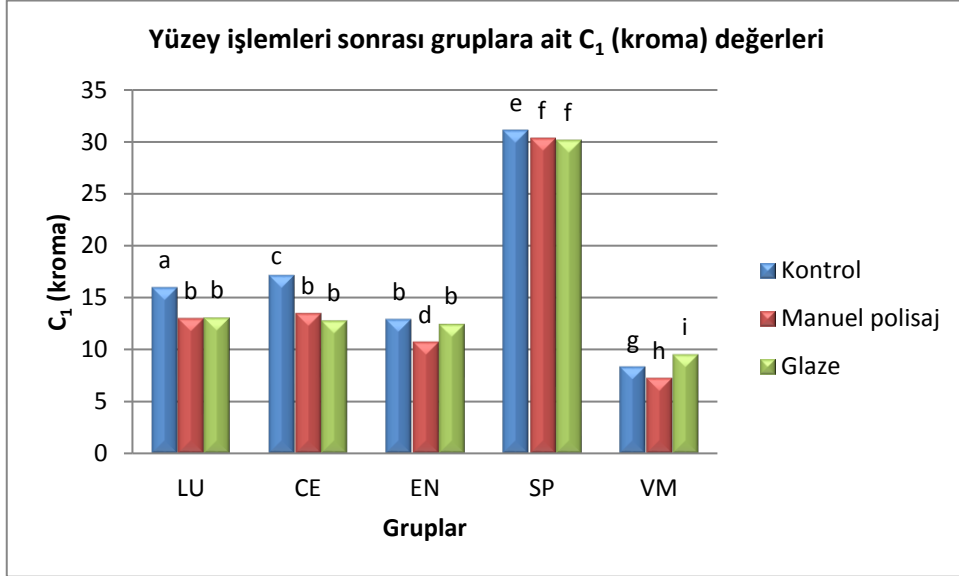
Şekil 7. Farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan materyallerin a_1^* değerleri



Şekil 8. Farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan materyallerin b_1^* değerleri

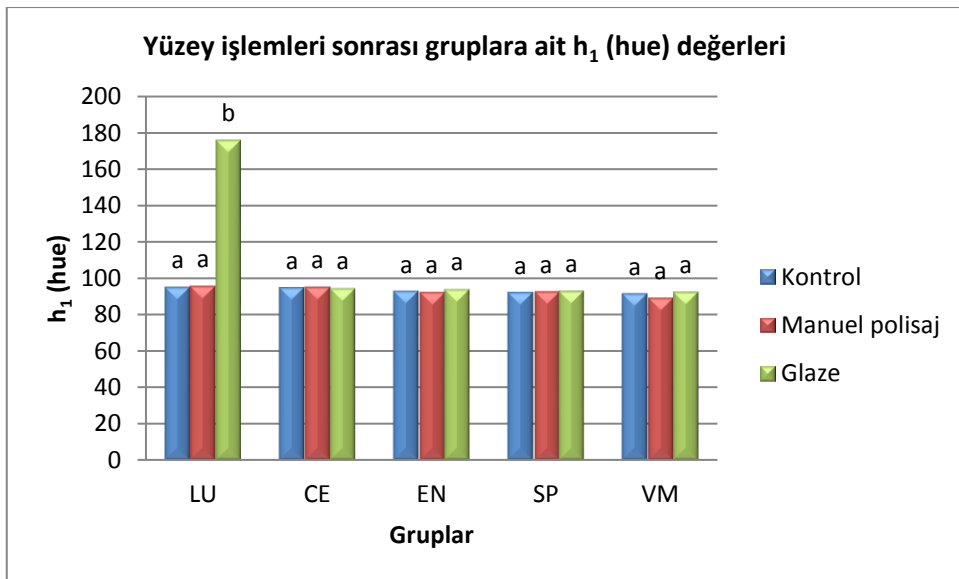
SP materyaline ait tüm alt gruplarda elde edilen b_1^* değerleri diğer materyal gruplarına göre belirgin ve anlamlı olarak yüksektir ($p < 0,05$). En düşük b_1^* değeri VMM ($b_1^* = 7,24$), en yüksek b_1^* değeri SPK ($b_1^* = 31,32$) grubunda elde edilmiştir (Şekil 8).

SP materyaline ait tüm alt gruplarda elde edilen C_1 değerleri, b_1^* değerlerine benzer şekilde, diğer materyal gruplarına göre belirgin ve anlamlı olarak yüksektir ($p<0,05$). En düşük C_1 değeri VMM ($C_1=7,26$) grubunda elde edilmiştir (Şekil 9).



Şekil 9. Farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan materyallerin C_1 değerleri

LUG grubunda h_1 değeri ($h_1=177,96$), belirgin ve anlamlı derecede yüksek iken ($p<0,05$), diğer alt grupların h_1 değerleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır (Şekil 10).



Şekil 10. Farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan materyallerin h_1 değerleri

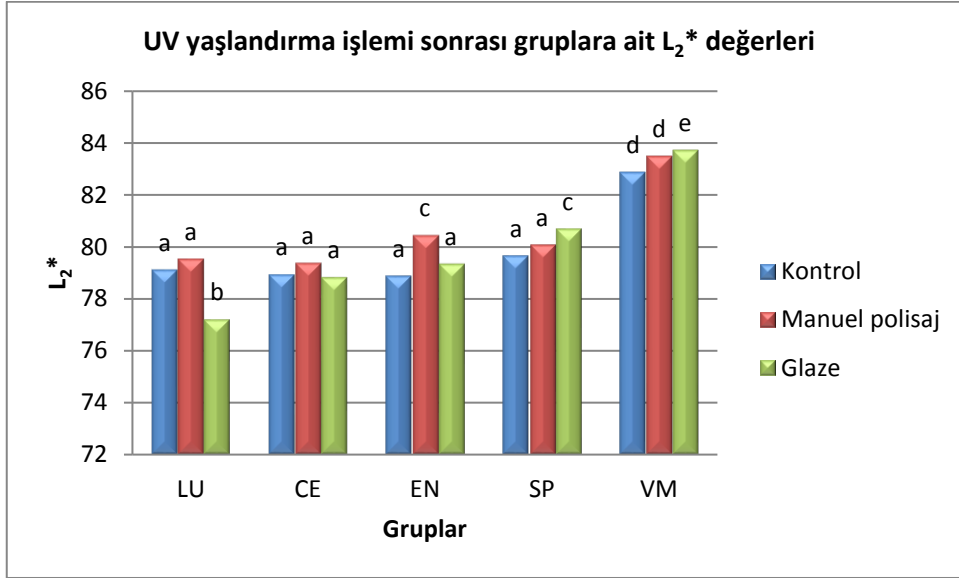
6.2.UV Yaşlandırma İşlemi Uygulandıktan Sonraki Renk Değerlerine Ait Bulgular

UV yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra yapılan ikinci ölçümlere ait L_2^* , a_2^* , b_2^* , C_2 ve h_2 değerlerinin ortalaması ve standart sapmaları Tablo 18’te gösterilmiştir.

Tablo 18. UV Yaşlandırma işlemi sonrası örneklere ait L_2^* , a_2^* , b_2^* , C_2 ve h_2 değerleri

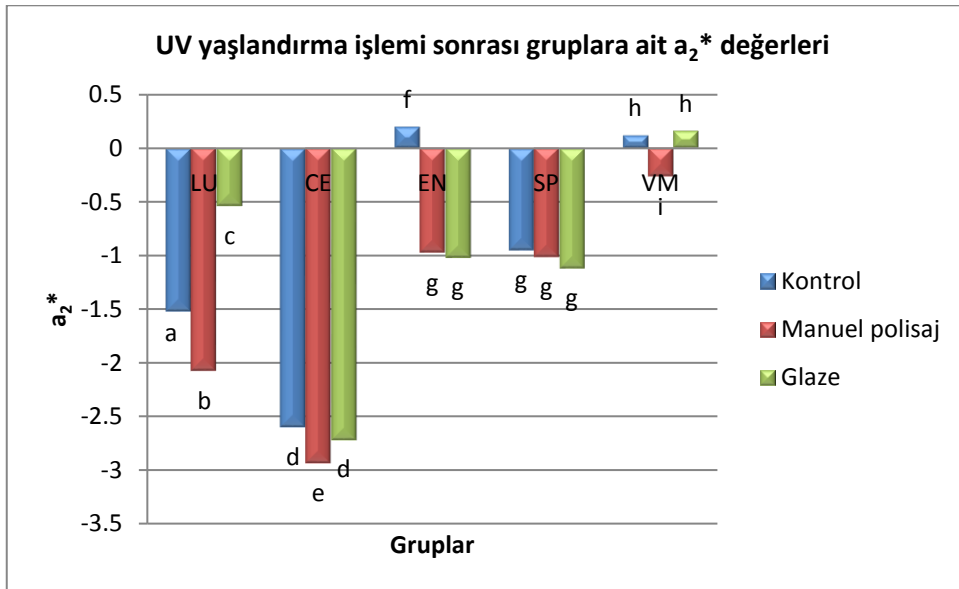
Örnek Grupları	L^*	a^*	b^*	C	h
LUK	79,12±0,49	-1,52±0,15	33,24±0,27	33,01±0,16	92,52±0,13
LUM	79,54±0,59	-2,08±0,35	33,22±0,15	32,61±0,76	93,44±0,42
LUG	77,2±0,21	-0,54±0,35	35,36±0,47	34,72±0,24	91,02±0,65
CEK	78,94±0,39	-2,61±0,71	29,41±0,38	29,54±0,46	95,12±0,27
CEM	79,38±0,58	-2,94±0,21	30,34±0,52	30,51±0,55	95,68±0,33
CEG	78,82±0,54	-2,72±0,77	32,09±0,91	31,94±0,41	95,04±0,42
ENK	78,88±0,28	0,21±0,11	18,62±0,36	18,61±0,15	89,51±0,35
ENM	80,44±0,14	-0,98±0,04	16,46±0,24	16,41±0,18	93,41±0,22
ENG	79,34±0,68	-1,02±0,16	16,52±0,19	16,42±0,23	93,32±0,13
SPK	79,66±0,37	-0,95±0,21	32,75±0,44	32,86±0,13	93,41±0,18
SPM	80,08±0,39	-1,02±0,43	28,78±0,51	30,08±0,36	91,98±0,17
SPG	80,70±0,43	-1,12±0,12	29,21±0,17	29,42±0,33	92,04±0,32
VMK	82,87±0,46	0,12±0,18	8,59±0,09	8,62±0,61	89,41±0,19
VMM	83,48±0,41	-0,27±0,08	8,55±0,21	8,64±0,38	91,96±0,56
VMG	83,73±0,66	0,16±0,05	8,31±0,45	8,41±0,46	88,74±0,71

UV yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra yapılan ikinci ölçümlerde elde edilen L_2^* değerlerinin en yüksek olduğu grup VMG ($L_2^*=83,73$), en düşük olduğu grup ise LUG ($L_2^*=77,2$) olarak bulunmuştur (Şekil 11). VM materyalinde en yüksek L_2^* değerleri elde edilmiştir.



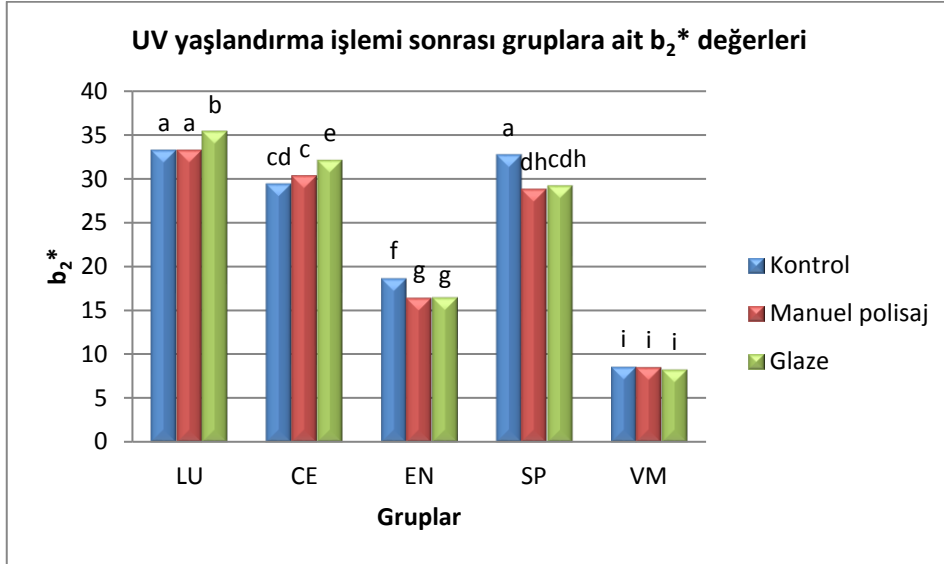
Şekil 11. UV yaşlandırma işlemi sonrası L_2^* değerleri

a_2^* değerinin en yüksek olduğu grup ENK ($a_2^*=0,21$), en düşük olduğu grup ise CEM ($a_2^*=-2,94$) olarak bulunmuştur (Şekil 12). CE'ye ait alt gruplarda elde edilen a_2^* değerleri, diğer materyallerden anlamlı düzeyde düşüktür.



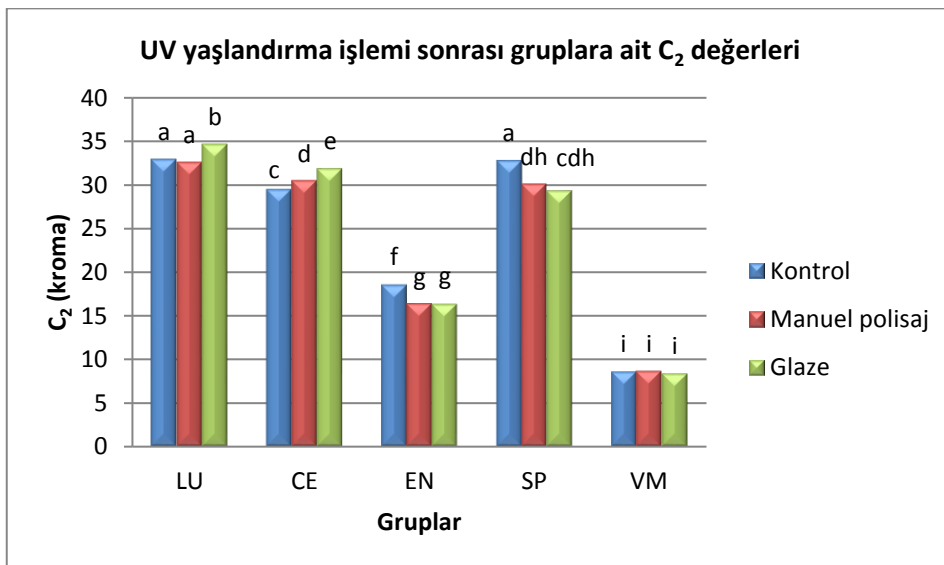
Şekil 12. UV yaşlandırma işlemi sonra a_2^* değerleri

b_2^* değerleri en yüksek LU, en düşük VM materyalinde bulunmuştur (Şekil 13). LU ($L_2^*=35,36$) ve CE ($L_2^*=32,09$) glaze gruplarında, EN ($L_2^*=18,62$) ve SP ($L_2^*=32,75$) kontrol gruplarında b_2^* değerleri, diğer gruplara göre anlamlı olarak yüksektir. VM'ye ait alt grupların b_2^* değerlerinde anlamlı fark bulunamamıştır.



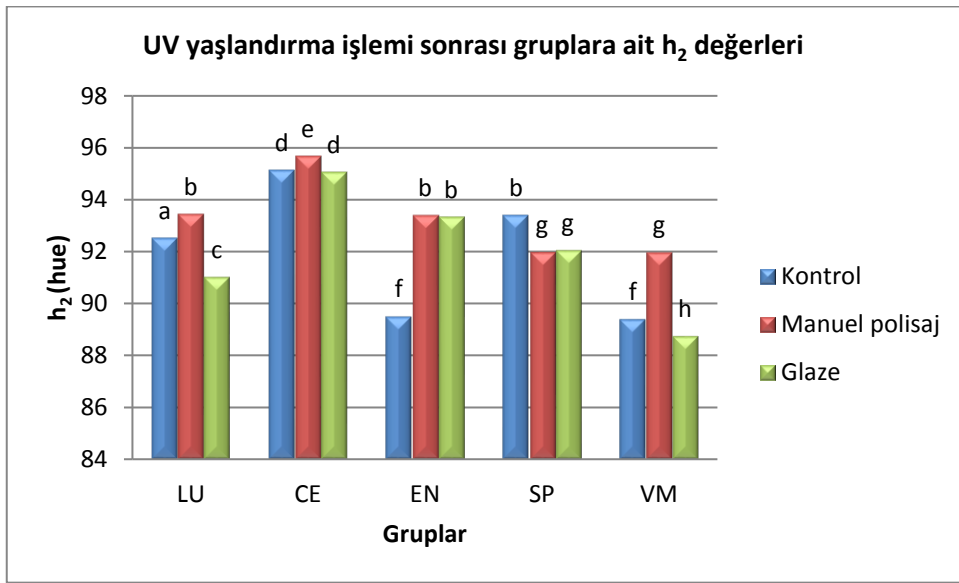
Şekil 13. UV yaşlandırma işlemi sonrası b_2^* değerleri

b_2^* değerlerinde olduğu gibi, C_2 değerleri de en yüksek LU, en düşük VM materyalinde bulunmuştur (Şekil 14). LU ve CE glaze gruplarında, EN ve SP kontrol gruplarında elde edilen C_2 değerleri, diğer gruplara göre anlamlı olarak yüksektir. VM materyaline ait alt gruplarının C_2 değerlerinde anlamlı fark bulunamamıştır.



Şekil 14. UV yaşlandırma işlemi sonrası C_2 değerleri

UV yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra yapılan ikinci ölçümlerde elde edilen h_2 değerlerinde birçok grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir. LU, CE ve VM materyallerinde, manuel polisaj gruplarında, kontrol ve glaze gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek h_2 değerleri elde edilmiştir (Şekil 15). EN materyalinde kontrol grubunda elde edilen h_2 değeri, manuel polisaj ve glaze gruplarından anlamlı derecede düşüktür. SP materyalinde kontrol grubunda saptanan h_2 değeri ($h_2=93,41$) manuel polisaj ve glaze gruplarından yüksektir ($p<0,05$).



Şekil 15. UV yaşlandırma işlemi sonrası h_2 değerleri

6.3. UV Yaşlandırma İşlemi Öncesi ve Sonrası İkili Karşılaştırmalar

UV yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında elde edilen değişkenlerin analizi için uygulanan Eşleştirilmiş Örneklem T-Testi sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tablolarda (*) sembolü ile belirtilmiştir ($p<0,05$). Her bir gruba ait, $L_1^*-L_2^*$, $a_1^*-a_2^*$, $b_1^*-b_2^*$, C_1-C_2 , ve h_1-h_2 değerlerinin etkileşimi Tablo 15-29'da gösterilmiştir.

Tablo 19. UV yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, LUK grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	2,37	0,6183	0,1955	0,000 ♦
$a_1^*-a_2^*$	0,16	0,1897	0,0600	0,026 ♦
$b_1^*-b_2^*$	-17,4	0,7703	0,2436	0,000 ♦
C_1-C_2	-17,04	0,7662	0,2423	0,000 ♦
h_1-h_2	2,39	0,3573	0,1130	0,000 ♦

Lava Ultimate kontrol grubuna ait örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin hepsi arasında anlamlı fark bulunmuştur. Ortalama değerlere bakıldığında, L_1^* değeri L_2^* değerinden, a_1^* değeri a_2^* değerinden yüksektir. b_1^* değeri b_2^* değerinden, C_1 değeri ise C_2 değerinden anlamlı derecede düşüktür. h_1 değeri h_2 değerinden yüksektir (Tablo 19).

Tablo 20. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, LUM grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	1,75	0,5893	0,1863	0,000 ♦
$a_1^*-a_2^*$	0,83	0,3592	0,1136	0,000 ♦
$b_1^*-b_2^*$	-20,28	1,4351	0,4538	0,000 ♦
C_1-C_2	-19,6	0,8589	0,2716	0,000 ♦
h_1-h_2	2,17	0,4596	0,1453	0,000 ♦

Lava Ultimate manuel polisaj grubuna ait örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin hepsi arasında anlamlı fark tespit edilmiştir. Ortalama değerlerin, LUK grubu ile benzer olduğu görülmüştür. L_1^* değeri L_2^* değerinden, a_1^* değeri a_2^* değerinden yüksektir. b_1^* değeri b_2^* değerinden, C_1 değeri ise C_2 değerinden belirgin ve anlamlı olarak düşüktür. h_1 değeri h_2 değerinden yüksektir (Tablo 20).

Tablo 21. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, LUG grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	3,7	1,6438	0,5198	0,000 \diamond
$a_1^*-a_2^*$	-0,81	0,4040	0,1278	0,000 \diamond
$b_1^*-b_2^*$	-22,36	1,3509	0,4272	0,000 \diamond
C_1-C_2	-21,6	1,0520	0,3327	0,000 \diamond
h_1-h_2	184,94	379,8217	120,1102	0,158

Lava Ultimate glaze grubuna ait örneklerin L^* , a^* , b^* ve C değerleri arasında anlamlı fark saptanmıştır. Ortalama değerler incelendiğinde, L_1^* değeri L_2^* değerinden yüksek, a_1^* değeri a_2^* değerinden düşüktür. b_1^* değeri b_2^* değerinden, C_1 değeri ise C_2 değerinden anlamlı olarak düşüktür. h_1-h_2 değerleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 21).

Tablo 22. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, CEK grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	3,31	2,1942	0,6939	0,001 \diamond
$a_1^*-a_2^*$	1,17	0,3974	0,1257	0,000 \diamond
$b_1^*-b_2^*$	-12,39	2,0469	0,6473	0,000 \diamond
C_1-C_2	-12,39	1,7527	0,5543	0,000 \diamond
h_1-h_2	-0,42	1,2444	0,3935	0,314

Cerasmart kontrol grubuna ait örneklerin, yaşlandırma öncesi ve sonrası L^* , a^* , b^* ve C değerleri arasında anlamlı fark vardır. Ortalama değerlere bakıldığında, L_1^* değeri L_2^* değerinden, a_1^* değeri a_2^* değerinden yüksektir. b_1^* değeri b_2^* değerinden, C_1 değeri ise C_2 değerinden belirgin olarak düşüktür. h_1 değeri h_2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 22).

Tablo 23. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, CEM grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	2,18	1,0475	0,3313	0,001 \diamond
$a_1^*-a_2^*$	1,78	0,2201	0,0696	0,000 \diamond
$b_1^*-b_2^*$	-17,09	0,6590	0,2084	0,000 \diamond
C_1-C_2	-17	1,0750	0,3399	0,000 \diamond
h_1-h_2	-0,7	0,8097	0,2560	0,023 \diamond

Yaşlandırma öncesi ve sonrası, Cerasmart manuel polisaj grubu örneklerine ait tüm L^* , a^* , b^* , C ve h değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur. Ortalama değerler incelendiğinde, L_1^* değeri L_2^* değerinden, a_1^* değeri a_2^* değerinden az bir miktar yüksektir. b_1^* değeri b_2^* değerinden, C_1 değeri ise C_2 değerinden belirgin olarak düşüktür. h_1 değeri h_2 değerinden düşüktür (Tablo 23).

Tablo 24. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, CEG grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırılma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	2,36	1,1834	0,3742	0,001 \diamond
$a_1^*-a_2^*$	1,7	0,7498	0,2371	0,000 \diamond
$b_1^*-b_2^*$	-19,31	0,5259	0,1663	0,000 \diamond
C_1-C_2	-19,1	0,9522	0,3011	0,000 \diamond
h_1-h_2	-0,49	1,1609	0,3671	0,215

Cerasmart glaze grubuna ait örneklerin, L^* , a^* , b^* ve C değerleri arasında anlamlı fark vardır. Ortalama değerlere bakıldığında, L_1^* değeri L_2^* değerinden, a_1^* değeri a_2^* değerinden yüksektir. CEK ve CEM gruplarında olduğu gibi, b_1^* değeri b_2^* değerinden, C_1 değeri ise C_2 değerinden belirgin olarak düşüktür. h_1 değeri h_2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 24).

Tablo 25. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, ENK grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	0,98	1,6137	0,5103	0,047 [♦]
$a_1^*-a_2^*$	-0,72	0,2486	0,0786	0,000 [♦]
$b_1^*-b_2^*$	-5,83	1,3499	0,4269	0,000 [♦]
C_1-C_2	-5,69	1,4027	0,4436	0,000 [♦]
h_1-h_2	3,15	1,3616	0,4306	0,000 [♦]

Vita Enamic kontrol grubuna ait örneklerin tüm L^* , a^* , b^* , C ve h değerleri arasında anlamlı fark tespit edilmiştir. Ortalama değerler incelendiğinde, a_1^* değeri a_2^* değerinden, b_1^* değeri b_2^* değerinden, C_1 değeri ise C_2 değerinden düşüktür. h_1 değeri h_2 değerinden, L_1^* değeri L_2^* değerinden yüksektir (Tablo 25).

Tablo 26. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, ENM grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	-3,23	1,2221	0,3865	0,000 [♦]
$a_1^*-a_2^*$	0,53	0,0675	0,0213	0,000 [♦]
$b_1^*-b_2^*$	-5,72	0,8337	0,2636	0,000 [♦]
C_1-C_2	-5,66	0,8720	0,2758	0,000 [♦]
h_1-h_2	-1,22	0,5673	0,1794	0,000 [♦]

Yaşlandırma öncesi ve sonrası, Vita Enamic manuel polisaj grubu örneklerine ait tüm L^* , a^* , b^* , C ve h değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur. Ortalama değerlere bakıldığında, L_1^* değeri L_2^* değerinden, b_1^* değeri b_2^* değerinden, C_1 değeri ise C_2 değerinden ve h_1 değeri h_2 değerinden düşüktür. a_1^* değeri ise a_2^* değerinden yüksektir. (Tablo 26).

Tablo 27. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, ENG grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	-1,87	1,8774	0,5937	0,012 \diamond
$a_1^*-a_2^*$	0,18	0,1687	0,0533	0,008 \diamond
$b_1^*-b_2^*$	-4,08	0,9367	0,2962	0,000 \diamond
C_1-C_2	-3,92	1,1717	0,3705	0,000 \diamond
h_1-h_2	0,56	0,6077	0,1922	0,017 \diamond

Vita Enamic glaze grubuna ait örneklerin, L^* , a^* , b^* , C ve h değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur. Ortalama değerler incelendiğinde, L_1^* değeri L_2^* değerinden, b_1^* değeri b_2^* değerinden, C_1 değeri ise C_2 değerinden düşüktür. a_1^* değeri a_2^* değerinden, h_1 değeri h_2 değerinden yüksektir (Tablo 27).

Tablo 28. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, SPK grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	-0,38	0,3676	0,1162	0,010 \diamond
$a_1^*-a_2^*$	-0,05	0,2415	0,0764	0,529
$b_1^*-b_2^*$	-1,43	0,9534	0,3015	0,001 \diamond
C_1-C_2	-1,76	1,4976	0,4736	0,005 \diamond
h_1-h_2	-1,47	1,4236	0,4502	0,010 \diamond

Vita Supriniy kontrol grubuna ait örneklerin, L^* , b^* , C ve h değerleri arasında anlamlı fark olduğu görülmüştür. Ortalama değerler incelendiğinde, L_1^* değeri L_2^* değerinden, a_1^* değeri a_2^* değerinden düşüktür. b_1^* değeri b_2^* değerinden, C_1 değeri ise C_2 değerinden ve h_1 değeri h_2 değerinden düşüktür. a^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 28).

Tablo 29. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası, SPM grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	-0,63	0,6237	0,1972	0,011 ♦
$a_1^*-a_2^*$	-0,31	0,4909	0,1552	0,077
$b_1^*-b_2^*$	1,48	4,1376	1,3084	0,287
C_1-C_2	0,24	0,6484	0,2050	0,272
h_1-h_2	0,53	0,7543	0,2385	0,053

Vita Supriniy manuel polisaj grubuna ait örneklerin L^* değerleri arasında anlamlı fark vardır. L_1^* değeri L_2^* değerinden düşüktür. a^* , b^* , C ve h değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 29).

Tablo 30. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası SPG, grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	0,31	0,4677	0,1479	0,066
$a_1^*-a_2^*$	-0,45	0,1080	0,0342	0,000 ♦
$b_1^*-b_2^*$	0,10	3,1633	1,0003	0,923
C_1-C_2	0,81	1,0300	0,3257	0,035 ♦
h_1-h_2	0,95	0,3274	0,1035	0,000 ♦

Vita Supriniy glaze grubuna ait örneklerin, a^* , C ve h değerleri arasında anlamlı fark vardır. a_1^* değeri a_2^* değerinden düşüktür. C_1 değeri C_2 değerinden, h_1 değeri h_2 değerinden yüksektir. L^* ve b^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 30).

Tablo 31. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası VMK grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	0,06	0,4195	0,1327	0,662
$a_1^*-a_2^*$	-0,3	0,1247	0,0394	0,000 \diamond
$b_1^*-b_2^*$	-0,28	0,9841	0,3112	0,392
C_1-C_2	-0,28	1,6102	0,5092	0,596
h_1-h_2	1,93	1,2867	0,4069	0,001 \diamond

Vita Mark II kontrol grubuna ait örneklerin, yaşlandırma öncesi ve sonrası a^* ve h değerleri arasında anlamlı fark tespit edilmiştir. Ortalama değerlere bakıldığında, a_1^* değeri a_2^* değerinden düşük, h_1 değeri h_2 değerinden yüksektir. $L_1^*-L_2^*$, $b_1^*-b_2^*$ ve C_1-C_2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 31).

Tablo 32. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası VMM grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	-0,25	0,8515	0,2693	0,377
$a_1^*-a_2^*$	0,4	0,1491	0,0471	0,000 \diamond
$b_1^*-b_2^*$	-1,31	0,2601	0,0823	0,000 \diamond
C_1-C_2	-1,38	0,8917	0,2820	0,001 \diamond
h_1-h_2	-2,97	1,5471	0,4892	0,000 \diamond

Vita Mark II manuel polisaj grubuna ait örneklerin, yaşlandırma öncesi ve sonrası a^* , b^* , C ve h değerleri arasında anlamlı fark olduğu görülmüştür. Ortalama değerler incelendiğinde, a_1^* değeri a_2^* değerinden yüksektir. b_1^* değeri b_2^* değerinden, C_1 değeri C_2 değerinden ve h_1 değeri h_2 değerinden düşüktür. $L_1^*-L_2^*$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 32).

Tablo 33. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası VMG grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p
$L_1^*-L_2^*$	0,12	0,3765	0,1191	0,340
$a_1^*-a_2^*$	-0,57	0,0949	0,0300	0,000 ♦
$b_1^*-b_2^*$	1,27	0,2751	0,0870	0,000 ♦
C_1-C_2	1,17	0,2541	0,0803	0,000 ♦
h_1-h_2	3,79	0,6437	0,2036	0,000 ♦

Vita Mark II glaze grubuna ait örneklerin, yaşlandırma öncesi ve sonrası a^* , b^* , C ve h değerleri arasında anlamlı fark vardır. Ortalama değerlere bakıldığında, a_1^* değeri a_2^* değerinden düşük iken b_1^* değeri b_2^* değerinden, C_1 değeri C_2 değerinden ve h_1 değeri h_2 değerinden yüksektir. $L_1^*-L_2^*$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 33).

6.4.UV Yaşlandırma İşlemi Sonrası Meydana Gelen Renk Değişim (ΔE^*) Bulguları

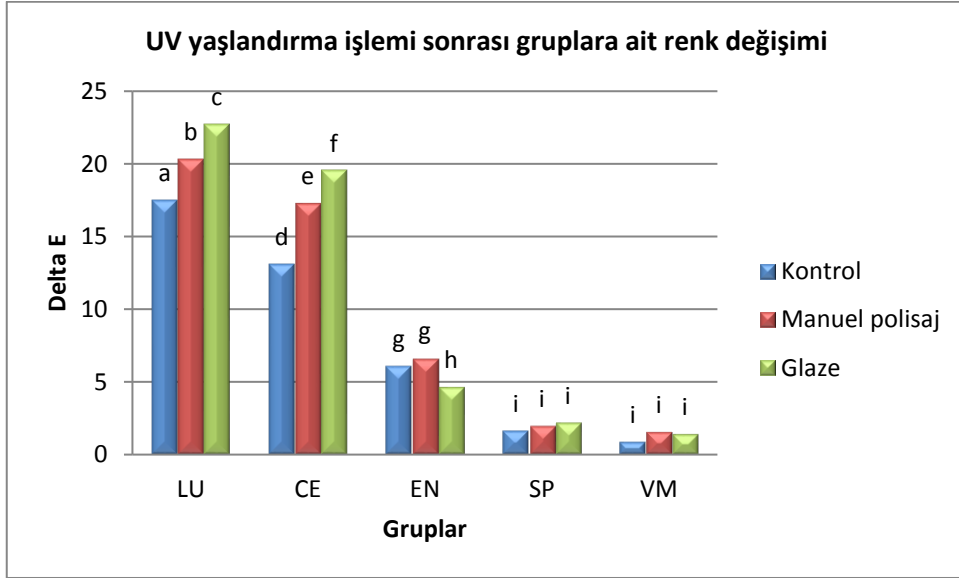
CAD/CAM sistemleri ile uyumlu estetik materyallere, UV yaşlandırma testi uygulandıktan sonraki renk değişim (ΔE^*) değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 34'da, bu değerlerinin birbiri ile karşılaştırılması Şekil 15'te gösterilmiştir.

Tablo 34. UV yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen ΔE^* verileri

	LU	CE	EN	SP	VM
Kontrol	17,52±0,83	13,10±1,33	6,09±1,39	1,64±0,67	0,86±0,66
Manuel polisaj	20,33±1,50	17,29±0,53	6,60±1,18	1,96±4,02	1,54±0,43
Glaze	22,70±1,31	19,53±0,45	4,64±1,56	2,19±2,25	1,39±0,23

En yüksek ΔE^* değeri ($\Delta E^*=22,7$) LUG grubunda, en düşük ΔE^* değeri ($\Delta E^*=0,86$) VMK grubunda elde edilmiştir. Tüm yüzey işlemi gruplarında, en yüksek renk değişim oranları Lava Ultimate materyalinde görülmüştür. Onu sırasıyla Cerasmart

ve Vita Enamic malzemeleri takip etmiştir. En düşük ΔE^* değerleri Vita Suprinity ve Vita Mark II gruplarında elde edilmiştir. Vita Suprinity materyalinde elde edilen ΔE değerleri, Vita Mark II materyaline göre bir miktar yüksek olup, aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).



Şekil 15. UV yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen ΔE değerleri

Gruplar arası değerlendirme yapıldığında, tüm materyallerin ΔE^* verilerine ait p, standart hata, alt ve üst sınır değerleri Tablo 35-37’de gösterilmiştir.

Tablo 35. UV yaşlandırma işlemi sonrası, tüm materyallerin kontrol grubu örneklerinin ΔE^* verilerine ait p, standart hata, alt ve üst sınır değerleri

Materyal/Kontrol		p	Std. hata	% 95 güven aralığı	
				Min.	Max.
LU	CE	0,000 \diamond	0,684	3,068	5,772
	EN	0,000 \diamond	0,684	10,078	12,782
	SP	0,000 \diamond	0,684	14,528	17,232
	MK	0,000 \diamond	0,684	15,308	18,012
CE	LU	0,000 \diamond	0,684	-5,772	-3,068
	EN	0,000 \diamond	0,684	5,658	8,362
	SP	0,000 \diamond	0,684	10,108	12,812
	MK	0,000 \diamond	0,684	10,888	13,592
EN	LU	0,000 \diamond	0,684	-12,782	-10,078
	EN	0,000 \diamond	0,684	-8,362	-5,658
	CE	0,000 \diamond	0,684	3,098	5,802
	MK	0,000 \diamond	0,684	3,878	6,582
SP	LU	0,000 \diamond	0,684	-17,232	-14,528
	CE	0,000 \diamond	0,684	-12,812	-10,108
	EN	0,000 \diamond	0,684	-5,802	-3,098
	MK	0,256	0,684	-0,572	2,132
MK	LU	0,000 \diamond	0,684	-18,012	-15,308
	CE	0,000 \diamond	0,684	-13,592	-10,888
	EN	0,000 \diamond	0,684	-6,582	-3,878
	SP	0,256	0,684	-2,132	0,572

Materyallerin kontrol grupları arası yapılan ikili karşılaştırmalarda (Tablo 35), sadece Vita Suprinity ile Vita Mark II gruplarının ΔE^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,256$). Diğer tüm grupların ΔE^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$).

Tablo 36. UV yaşlandırma işlemi sonrası, tüm materyallerin manuel polisaj grubu örneklerinin ΔE^* verilerine ait p, standart hata, alt ve üst sınır değerleri

Materyal/Manuel Polisaj		p	Std. hata	% 95 güven aralığı	
				Min.	Max.
LU	CE	0,000 \diamond	0,684	1,688	4,392
	EN	0,000 \diamond	0,684	12,378	15,082
	SP	0,000 \diamond	0,684	17,018	19,722
	MK	0,000 \diamond	0,684	17,438	20,142
CE	LU	0,000 \diamond	0,684	-4,392	-1,688
	EN	0,000 \diamond	0,684	9,338	12,042
	SP	0,000 \diamond	0,684	13,978	16,682
	MK	0,000 \diamond	0,684	14,398	17,102
EN	LU	0,000 \diamond	0,684	-15,082	-12,378
	EN	0,000 \diamond	0,684	-12,042	-9,338
	CE	0,000 \diamond	0,684	3,288	5,992
	MK	0,000 \diamond	0,684	3,708	6,412
SP	LU	0,000 \diamond	0,684	-19,722	-17,018
	CE	0,000 \diamond	0,684	-16,682	-13,978
	EN	0,000 \diamond	0,684	-5,992	-3,288
	MK	0,540	0,684	-0,932	1,772
MK	LU	0,000 \diamond	0,684	-20,142	-17,438
	CE	0,000 \diamond	0,684	-17,102	-14,398
	EN	0,000 \diamond	0,684	-6,412	-3,708
	SP	0,540	0,684	-1,772	0,932

Materyallerin manuel polisaj grupları arası yapılan ikili karşılaştırmalarda (Tablo 36), kontrol grubunda olduğu gibi, sadece Vita Suprinity ile Vita Mark II gruplarının ΔE^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,540$). Diğer bütün materyallerin ΔE^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$).

Tablo 37. UV yaşlandırma işlemi sonrası, tüm materyallerin glaze grubu örneklerinin ΔE^* verilerine ait p, standart hata, alt ve üst sınır değerleri

Materyal/Glaze		p	Std. hata	% 95 güven aralığı	
				Min.	Max.
LU	CE	0,000 \diamond	0,684	1,818	4,522
	EN	0,000 \diamond	0,684	16,708	19,412
	SP	0,000 \diamond	0,684	19,158	21,862
	MK	0,000 \diamond	0,684	19,958	22,662
CE	LU	0,000 \diamond	0,684	-4,522	-1,818
	EN	0,000 \diamond	0,684	13,538	16,242
	SP	0,000 \diamond	0,684	15,988	18,692
	MK	0,000 \diamond	0,684	16,788	19,492
EN	LU	0,000 \diamond	0,684	-19,412	-16,708
	EN	0,000 \diamond	0,684	-16,242	-13,538
	CE	0,000 \diamond	0,684	1,098	3,802
	MK	0,000 \diamond	0,684	1,898	4,602
SP	LU	0,000 \diamond	0,684	-21,862	-19,158
	CE	0,000 \diamond	0,684	-18,692	-15,988
	EN	0,000 \diamond	0,684	-3,802	-1,098
	MK	0,244	0,684	-0,552	2,152
MK	LU	0,000 \diamond	0,684	-22,662	-19,958
	CE	0,000 \diamond	0,684	-19,492	-16,788
	EN	0,000 \diamond	0,684	-4,602	-1,898
	SP	0,244	0,684	-2,152	0,552

Materyallerin glaze grupları arası yapılan ikili karşılaştırmalarda (Tablo 37), kontrol ve manuel polisaj grupları ile paralel olarak, sadece Vita Suprinity ile Vita Mark II gruplarının ΔE^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p=0,244$). Diğer bütün materyallerin ΔE^* değerleri arasındaki fark, istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p<0,001$).

6.5. UV Yaşlandırma İşlemi Sonrası Meydana Gelen Renk Değişimlerinin Görsel Olarak Değerlendirilmesi

UV yaşlandırma işlemi sonrası meydana gelen renk değişikliklerini O'Brien'in kliniksel eşleşmesine göre değerlendirdiğimizde elde ettiğimiz bulgular Tablo 38'te verilmiştir.

Tablo 38. UV yaşlandırma sonrası renk değişikliklerinin görsel olarak değerlendirilmesi

Materyal	Yüzey İşlemi	ΔE^*	Kliniksel Eşleşme
LU	K	17,5	UYUMSUZ
	M	20,3	UYUMSUZ
	G	22,7	UYUMSUZ
CE	K	13,1	UYUMSUZ
	M	17,3	UYUMSUZ
	G	19,5	UYUMSUZ
EN	K	6,1	UYUMSUZ
	M	6,6	UYUMSUZ
	G	4,6	UYUMSUZ
SP	K	1,6	İYİ
	M	1,9	İYİ
	G	2,2	KABUL EDİLEBİLİR
MK	K	0,8	ÇOK İYİ
	M	1,5	ÇOK İYİ
	G	1,2	ÇOK İYİ

7. TARTIŞMA

CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilen, farklı kimyasal içeriklere sahip 5 adet bloğun kullanıldığı bu tez çalışmasında, elde edilen bulgular doğrultusunda, "Farklı yapıdaki materyallerin, yüzey bitirme işlemleri sonrasında göstereceği optik değerler arasında fark yoktur" olarak belirlenen birinci sıfır hipotezi reddedilmiştir. Lava Ultimate materyaline glaze uygulanması h (hue) değerini belirgin olarak yükseltmiştir. Vita Mark II ve Vita Suprinity materyallerinde ise glaze gruplarında diğer yüzey işlemleri gruplarına göre anlamlı derecede yüksek L_1^* değerleri elde edilmiştir.

"Farklı yapıdaki materyallerin, UV yaşlandırma işlemi sonrası göstereceği optik değerler arasında fark vardır" olarak belirlenen ikinci sıfır hipotezi kabul edilmiştir. Yaşlandırma işlemi sonrası meydana gelen renk değişim miktarı, kullanılan materyale göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir. En yüksek renk değişim oranı Lava Ultimate materyalinde gözlenirken, onu sırasıyla Cerasmart ve Vita Enamic malzemeleri izlemiştir. En az renk değişimi Vita Mark II ve Vita Suprinity materyallerinde gözlemlenmiş olup bu iki malzeme grubu arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamamıştır.

"Farklı yüzey bitirme işlemlerinin uygulanması, aynı materyalde yaşlandırma testinden sonra meydana gelebilecek olan renk değişim miktarını etkilemez" olarak belirlenen üçüncü sıfır hipotezi kısmen kabul edilmiştir. UV yaşlandırma işlemi sonrası, Lava Ultimate, Cerasmart ve Vita Enamic malzemelerinde meydana gelen renk değişimi, yüzey bitirme işlemlerine göre anlamlı farklılık gösterirken, Vita Suprinity ve Vita Mark II'ye ait alt gruplarda elde edilen ΔE^* değerlerinde anlamlı fark bulunamamıştır.

Bu çalışmada kullanılan CAD/CAM malzemeleri, son dönemde popüleritesi artmış ve kullanımı yaygınlaşmış olan; Lava Ultimate (rezin nanoseramik, LU), Cerasmart (nanoseramik, CE), Vita Enamic (polimer infiltre seramik ağ, EN), Vita Suprinity (zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat; SP) ve Vita Mark II (feldspatik seramik, VM) materyalleridir. Güncel literatür değerlendirildiğinde, bu yeni nesil CAD/CAM materyallerine ait pek çok farklı sınıflama olduğu görülmektedir (10, 80, 147-149). Bu malzemeler ile ilgili yapılmış olan araştırmalar değerlendirildiğinde, yeni

nesil CAD/CAM bloklarının "seramik/cam-seramikler", "seramik-polimerler" ve "rezin-kompozitler" olmak üzere üç ana başlık altında inceleyebileceği düşünülmektedir. Bu tez çalışmasında kullanılan VM ve SP materyalleri "seramik/cam seramikler", LU, CE ve EN materyalleri ise "seramik-polimerler" başlığı altında değerlendirilebilir.

Seramik-polimer yapıdaki nanoseramik ve hibrit materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri, son dönemde pek çok araştırmaya konu olmuştur. Seramik-polimer CAD/CAM materyallerinin mekanik parametrelerinin değerlendirildiği bir çalışmada, frezeleme sonrası basamak pürüzlülük değerleri incelenmiş; seramik polimer materyallerinin, diğerlerine göre daha üniform basamaklara sahip olduğu ve bu materyallerin, cam seramiklere göre daha konservatif preperasyonlarda kullanılabilceği belirtilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre yazarlar, nanoseramik ve hibrit materyallerin, uygun endikasyon ile hazırlandığında, mekanik özellikler açısından, feldspatik ve lityum disilikat (LS₂) içerikli seramikler ile kıyaslanabilir özelliklere sahip olduğunu belirtmişlerdir (150).

Başka bir çalışmada Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic, IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD materyallerinin mekanik ve optik özellikleri değerlendirilmiş; Lava Ultimate ve Cerasmart bloklarının bükülme dayanımı, LS₂ içerikli seramikten düşük, lösitle güçlendirilmiş cam seramik ve Vita Enamic materyallerinden ise yüksek bulunmuştur. Weibull modülüs değerlendirmelerinde ise kırılma dayanımı en yüksek materyalin IPS e.max CAD, en düşük materyalin ise Vita Enamic olduğu tespit edilmiştir. Dolayısıyla, bu çalışmaya göre cam seramiklere ait kırılma dayanımı, bu yeni nesil malzemelerde elimine edilmiş gibi görünmektedir. Aynı çalışmada, cam seramik ve Vita Enamic blokları, karşıt dişte nanoseramik materyallerinden daha fazla aşınma meydana getirmiş ve tüm bu materyaller içinde en az renklenmeye uğrayan materyaller, cam seramikler olmuştur (151).

Turgut ve ark.'na göre translüsensi parametresi, dental restorasyonlarda estetik görünümü etkileyen kritik bir faktördür (152, 153). Estetik CAD/CAM malzemelerinin translüsensi (%T) değerlerinin incelendiği bir çalışmada; her bir materyal, farklı kalınlıkta hazırlanmış ve farklı yüzey işlemleri ile pürüzlendirilerek %T değerleri ölçülmüştür. En yüksek %T değerinin elde edildiği Vita Mark II, diğer materyallerin aksine (Celtra Duo, IPS e.max CAD, IPS Empress CAD, Vita Enamic ve Lava

Ultimate), pürüzlendirme sonrası %T değerinde anlamlı değişiklik göstermemiştir. En düşük %T değerine, Vita Enamic malzemesinde ulaşılmıştır. Bunun nedeninin, materyalin yapısındaki %20-23 Al₂O₃ içeriği olabileceği belirtilmiştir. Seramik-polimer materyallerin manuel polisaj uygulaması sonrası %T değeri oldukça iyi iken, pürüzlendirme sonrası bu değer anlamlı derecede düştüğü bildirilmiştir. Sonuç olarak, uzun süreli kullanımda seramik-polimer restorasyonların optik özelliklerinin olumsuz etkileneceği düşünülmüş ve estetik gereksinimin yüksek olduğu vakalarda cam seramik materyallerin kullanımı önerilmiştir (151).

Pek çok çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde, nanoseramik ve hibrit materyallerin, mekanik özellikler, marjinal uyum, biyouyumluluk ve klinik kullanıma uygunluk açısından kabul edilebilir sonuçlar verdiği söylenebilir (10, 150, 151). Ancak kapsamlı literatür taraması yapıldığında, bu materyallerin yeni olmaları sebebiyle, uzun dönem klinik başarıları, optik özellikleri ve renk stabilitesi ile ilgili yeterli veri olmadığı görülmektedir. İntraoral koşulların taklit edildiği şartlar altında daha kapsamlı çalışmaların yapılması, ilgili materyallerin özelliklerinin daha iyi anlaşılmasını sağlayacaktır. Bu düşünce çalışmanın amacını oluşturmuş ve CAD/CAM ile kullanılabilen farklı kimyasal içeriklere sahip estetik materyallerin, farklı yüzey bitirme prosedürleri ve UV yaşlandırma işlemi sonrası optik özelliklerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Restorasyonun optik özellikleri açısından, yüzey pürüzlülüğü kavramı oldukça önemlidir (154-157). Bu nedenle dental materyallerle ilgili yapılan birçok araştırmada, materyalin yüzey pürüzlülüğü üzerinde durulmuştur (92-96, 158, 159). Pürüzlü yüzey materyalin optik özelliklerini ve renk stabilitesini doğrudan etkilerken, aynı zamanda plak retansiyonu sebebiyle periodontal probleme, karşit dentisyonda aşınmaya, restorasyonun dayanımında azalmaya ve yapısında çatlak oluşumuna sebep olabilir. Materyal yüzeyindeki pürüzlülükler, birer stres kaynağı oluştururlar. Bu stres odakları, daha küçük streslerde bile kırılmalar oluşturabilir (160, 161). Jager ve ark. bu sebeple yüzey bitirme işlemlerinin, diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin dayanıklılıklarına olan etkilerini araştırmışlar ve dört farklı ticari markaya ait seramik materyali üzerinde, elmas diskler ile manuel polisaj ve glaze işlemleri uygulamışlardır. Yapılan dayanıklılık testi ve SEM sonucunda yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyal dayanıklılık arasında bağlantı

olduğunu görmüşlerdir. Yüzey düzgünlüğü arttıkça, porselenlerin dayanıklılığının arttığını belirtmişlerdir (161).

Restorasyon üretilip ağız içi uyumlamalar yapıldıktan sonra, yüzey düzgünlüğünü ve homojenitesini sağlayarak restorasyonu simantasyona hazır hale getirmek amacıyla çeşitli yüzey bitirme prosedürleri uygulanmaktadır (162). Bu konu ile ilgili yapılan araştırmalar incelendiğinde, bazı çalışmalarda manuel polisaj yapılarak bitirilen seramik yüzeylerin, yüzey pürüzlülüğünü azaltma açısından, glaze uygulanmış yüzeylere alternatif olabileceği ifade edilmektedir (18, 26). Bazı araştırmalarda ise manuel polisajın, glaze uygulaması kadar pürüzsüz ve homojen bir yüzey oluşturamayacağı vurgulanmaktadır (164, 165).

Esquivel ve ark.; üç farklı feldspatik porselen sisteminin renk stabilitesini belirlemek için glaze uygulanmış örnekleri ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış pürüzlü yüzeye sahip örnekleri distile su ve metilen mavisinde bekleterek, görsel yöntem ve kolorimetre ile renk değişimlerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre araştırmacılar, görsel sonuçlar ile kolorimetrik sonuçların uyumlu olduğunu, metilen mavisine batırılan glaze uygulanmış örneklerdeki renk değişiminin ise minimum olduğunu bildirmişlerdir (166).

Farklı polisaj tekniklerinin, restorasyon yüzeyi üzerindeki etkilerinin araştırıldığı başka bir çalışmada, CAD/CAM tekniği ile onley restorasyonlar hazırlanmıştır. LU ve EN restorasyonlara iki farklı teknikle manuel olarak polisaj yapılmış, Empress restorasyonların bir grubuna manuel polisaj, diğer grubuna ise glaze fırınlanması uygulanmıştır. Sonuç olarak LU onleylerde diğer iki materyale göre, daha pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik restorasyonlarda her iki teknikle yapılan manuel polisaj sonucunda, glaze fırınlamasına göre daha pürüzsüz yüzeylere ulaşılmıştır (18). Bu çalışmadan elde edilen verilere dayanarak manuel polisaj ile glaze fırınlamasına nazaran daha iyi sonuçlar elde edilebileceği düşünülebilir. Ayrıca seramik-polimer CAD/CAM blokları kullanılarak, geleneksel cam seramikler ile kıyaslanabilir özellikteki yüzeylerin, fırınlama gerektirmeksizin daha kısa sürede elde edilebilmesi de önemli bir avantajdır.

Yeni nesil CAD/CAM materyallerinin üretici firma talimatları incelendiğinde, LU materyali için manuel polisaj ile bitirme önerilirken, glaze uygulamasının gerekli olmadığı belirtilmiştir (67). CE ve EN materyalleri için de manuel polisaj ile bitirme önerilmektedir ancak yüksek parlaklıkta bir yüzey elde edebilmek için, manuel polisaj sonrasında ışıkla sertleşen bir glaze ajanının uygulanabileceği belirtilmiştir (70, 74). SP ve VM materyallerini simantasyona hazır hale getirmek için ise glaze fırınlanması önerilmektedir (45, 78). Bu nedenle, bu tez çalışmasında, farklı yüzey bitirme işlemlerinin restorasyonun final rengi üzerine uzun dönemdeki etkisi incelenmiştir. VM materyalinin başarısı birçok araştırmada kabul edilmiştir ve yıllardır diş hekimliği pratiğinde rutin olarak kullanılmaktadır. Bu sebeplerle, LU, CE, EN ve SP malzemelere kontrol grubu oluşturmak amacıyla tercih edilmiştir. Kullanılan materyal sistemlerinin her biri üç alt gruba ayrılarak, 1. grup kontrol grubu (K) olarak değerlendirilmiş ve örnekler hazırlandıktan sonra, farklı gren büyüklüğüne sahip silikon karbit kağıtlarla yüzey standardizasyonu işlemine tabi tutulmuştur. İlave yüzey işlemi uygulanmamıştır. 2. ve 3. gruplara ise yüzey standardizasyonunu takiben, üretici firma talimatları doğrultusunda sırasıyla manuel polisaj (M) ve glaze (G) prosedürü uygulanmıştır.

Bu çalışmada kullanılan polisaj sistemlerinin seçiminde, üretici firmaların önerileri dikkate alınmış ve kullanımı pratik, etkin ve kolay ulaşılabilir sistemler olmasına özen gösterilmiştir. Bitirme ve polisaj disk sistemleri (ör, Sof-Lex, 3M Espe) kompozit restorasyonların bitirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte Sof-Lex disklerin porselen restorasyonların polisajı için kullanılması da önerilmektedir (167). Yüzey bitirme setlerinden Meisinger polisaj setleri ise, farklı materyal çeşitlerine göre, birbirinden farklı sistemleri içermektedir. Bu çalışmada seramik-polimer materyaller ve seramikler için özel olarak uygulanabilen, iki ayrı kit kullanılmıştır. Bu kit içerisindeki kıl fırça yardımıyla polisaj patı uygulanması ve ardından pamuk fırça ile polisaja devam edilmesi ile yüksek parlaklıkta yüzeylerin elde edileceği belirtilmiştir (168).

Fasbinder ve ark.; 2015 yılında yaptıkları çalışmalarında, manuel polisaj tekniğini ikiye ayırmışlar ve plastik enstrümanların kullanıldığı cila işlemini "abraziv polisaj tekniği", fırça tipi enstrümanların kullanıldığı cila işlemini "fırça polisaj tekniği" olarak isimlendirmişlerdir. "Abraziv polisaj tekniği" için, bu tez çalışmasında da kullanılan

Meisinger polisaj setini tercih etmişlerdir. Sonuç olarak materyalin yüzey özellikleri açısından, bu iki teknik arasında fark olmadığını bildirmişlerdir (26). Bizim çalışmamızda ise "abraziv polisaj tekniği" ile tek tip manuel polisaj prosedürü uygulanmıştır.

Manuel polisaj işlemlerinin finalinde polisaj patı uygulanması, parlak ve homojen yüzeyler elde edebilmek için tavsiye edilen bir yöntemdir. Kullanılacak polisaj patı ağızdaki mevcut restorasyonlara zarar vermeyecek özellikte olmalıdır (169). Bu tez çalışmasında kullanılan Vita Karat Diamond polisaj patı, porselen ve kompozit yüzeylerde daha parlak yüzeyler elde edilmesi amacıyla klinisyenler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir.

Ahmad ve ark., 2006 yılında yaptıkları çalışmada, 10.000 rpm devirde yapılan manuel polisajın, seramik örneklerin mekanik özelliklerini olumlu ya da olumsuz etkilemediğini, ancak 20.000 rpm devirde yapılan manuel polisajın çalışmada kullanılan seramik barların (Vitadur Alpha) bükülme dayanıklılığını azalttığını tespit etmişlerdir. Dayanıklılıktaki bu azalmayı, kullanılan enstrümanların yüksek hızda yapılan polisaj esnasında seramik yüzeyini çizmesine, sonuç olarak örnek yüzeylerinin çatlak oluşumuna yatkın hale gelmesine bağlamışlardır (122). Bu çalışmada polisaj malzemeleri örnek yüzeylerine elektrikli mikromotor ve klinik piyasemen vasıtasıyla tek bir araştırmacı tarafından uygulanırken, mikromotorun devri üretici firmaların önerileri doğrultusunda ayarlanmıştır (45, 67, 70, 74, 78) ve 15.000 rpm devrin aşılmasına dikkat edilmiştir.

Bu tez çalışmasında, seramik-polimer materyallere ışık ile polimerize olan, iki ayrı glaze materyali uygulanmıştır. Bu ajanlar genellikle metil metakrilat, akrilik rezin ve foto-initiatör içermektedir (170). Işık cihazı ile rezin materyal arasındaki uzaklık arttıkça ışık yoğunluğu ve polimerizasyon miktarı azalmaktadır. Polimerizasyon kalitesinin yüksek olabilmesi için, ışık cihazı ucunun rezin materyale mümkün olduğu kadar yakın olması gerektiği belirtilmiştir (171, 172). Bu çalışmada glaze uygulamaları esnasında, ışık kaynağının ucunun, örnek yüzeylerine mümkün olduğunca yakın olması sağlanmıştır ve üretici firma talimatları doğrultusunda 40 sn süre ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir.

Estetik diş hekimliğinde sıkça kullanılan laminate veneer uygulaması, dental dokuların olabildiğince korunmasına dayanan, estetik beklentinin yüksek olduğu vakalarda kullanılabilen konservatif bir tedavi yaklaşımıdır (174-176). Lamina veneerlerle ilgili 10 yıllık takiplerin yapıldığı klinik çalışmalar sonucunda, %90'ın üzerinde başarı gösterdikleri bildirilmiştir. Tedavi sonuçlarını iyileştirmek ve başarı oranlarını arttırmak amacıyla, teknik ve materyal geliştirme çalışmaları devam etmektedir (177-182). Bu çalışmada test edilen CAD/CAM materyalleri, laminate veneer yapımında kullanılabilen materyallerdir.

Turgut ve ark.'na göre lamina veneerlerin başarılı sayılabilmesi için en önemli faktörlerden biri de renk uyumudur (153). Restorasyonun final rengini; pek çok faktör etkileyebilmektedir. Materyal kalınlığı da bunlardan biridir. Materyallerin kalınlığı arttıkça ışığın materyal içinde aldığı yol artmaktadır. Bunun sonucunda ışık daha fazla absorbe edilmekte ve yayılmakta, materyalden geçen ışık miktarı azalmaktadır (183). Böylece, opak tabakadan daha az ışık yansır (184). Bir cisimden geri dönen ışık miktarı azaldıkça L* değeri de azalmaktadır (70). Daha önce yapılan çalışmalarda farklı kalınlıktaki tam seramik sistemlerinin ışık geçirgenliği incelenmiş, sonuç olarak materyal kalınlığının, optik parametreleri direkt olarak etkilediği bildirilmiştir (183, 185).

Optimum estetik sonuçlar için, lamina veneerlerin hangi kalınlıkta hazırlanması gerektiği konusu da pek çok araştırmaya konu olmuş ve özellikle insizal bölgede materyal kalınlığının 1 mm olması ile ideal renk uyumunun sağlanabileceği bildirilmiştir (186, 187). Bu tez çalışmasında da, tüm örnekler lamina veneer endikasyonuna uygun olarak $1\pm 0,05$ mm kalınlığında hazırlanmıştır. Renk değeri ölçülecek olan numunelerin ölçüm yüzeyleri ise yapılmış birçok farklı spektrofotometrik çalışmaya (188-190, 220) benzer olarak 12×14 mm olarak belirlenmiştir. Başlangıç renginin standardizasyonunu sağlamak için tüm materyaller, kendi skalalarına göre A1 rengine eşdeğer renkte ve düşük translüsensi özelliğinde seçilmiştir.

Diş hekimliğinde aletsel renk analizi; porselen, akrilik ve kompozit rezin materyalleri gibi çeşitli dental materyallerin renk farklılıklarının incelenmesi için kullanılmaktadır. Renkteki değişiklikler gözün algılama seviyesinin altına indiğinde bile

aletsel renk ölçümleri tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar elde edilmesine olanak verir (191, 192). Hasta üzerinde renk seçimi yaparken kolorimetre veya spektrofotometre gibi aletlerin kullanılmasının çeşitli zorlukları vardır. Ancak in-vitro çalışmalarda bu zorluklar hissedilmez. Minimal renk değişimlerinin sayısal değerlerini ve farklılıklarını gözle ayırt etmek mümkün değildir. Sonuçlar kişiye göre değişir. İstatistiksel olarak kullanılabilen ve objektif olarak değerlendirilebilen renk sonuçları spektrofotometre gibi renk ölçen cihazlarla elde edilebilir (193). Spektrofotometreler çoklu sensör sistemi ile çalışarak detaylı renk ölçümü yapabileceği sunar. Bu cihazlar, insan gözünün saptayamayacağı renkleri bu sensörler sayesinde algılayabilirler (98, 113).

Paul ve ark.; görsel yol ile spektrofotometre cihazının karşılaştırıldığı renk çalışmalarında, spektrofotometre cihazının görsel yola göre çok daha başarılı sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (103). Bu çalışmada da in-vitro renk değişimlerini hassas bir şekilde ölçebilmek ve değerler arasında karşılaştırma yapabilmek için spektrofotometre cihazı kullanılmıştır.

Optik parametrelerin elde edilmesi sırasında, ölçümlerin yapıldığı zemin rengi de önemli etkiye sahiptir. Çünkü dental materyaller ışığı geçirme özelliğine sahiptir. Işık geçirgenliği de, zemin rengi ve materyali çevreleyen ortamın görünüşünden etkilenecektir. Lee ve ark.; araştırmalarında hızlandırılmış yaşlandırma sonrasında arka zemin renginin (siyah veya beyaz) kompozit rezinin renk değişimine etkisini araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda zemin renginin renk değişimini önemli ölçüde etkilediğini ortaya koymuşlardır (193). Stevenson çalışmasında; diş renginin porselen rengine direkt etkisi olduğunu bildirmiştir (194). Bu in-vitro çalışmada zemin renginin sonuç rengini etkilememesi için, ölçümler sadece nötral gri zemin üzerinde yapılmıştır. Çevresel faktörler renk seçiminde kritik bir öneme sahiptir (110, 113). Birçok çalışmada ışık kaynağı tipinin renk seçiminde etkisi olduğu belirlenmiştir (195-199). Çevre koşullarının standardize edilmesi amacıyla, bu tez çalışmasında üst kısmında gün ışığını taklit eden 5500 K'lik standart aydınlatma sistemi olan renk ölçüm kutusu kullanılmıştır.

*CIE L*a*b** renk sistemi, dental materyal araştırmalarında renk farklılıklarının ölçülmesi ve hesaplanması için sıklıkla kullanılmaktadır. *CIE "Commission de l'Eclairage"* tarafından, 1976 yılında geliştirilmiş olan sistem, renk ölçümü işlemi için

standart bir yöntem olarak kabul edilmiştir. Her renk, üç boyutlu $CIE L^*a^*b^*$ renk uzayında özgün bir yer kaplamaktadır (200). $CIE L^*a^*b^*$ renk sisteminde L^* , Munsell sistemindeki value değeri ile orantılıdır ve rengin açıklık-koyuluk veya siyah-beyaz karakterini gösterir. L^* değerinin artması, materyalin parlaklığının artması olarak yorumlanmaktadır. Saf siyah rengin L^* değeri 0 iken, saf beyazın L^* değeri 100'dür ve L^* değeri arttıkça renk açılarak saf beyaza, azaldıkça koyulaşır ve saf siyaha yaklaşır. $CIE a^*$ ve b^* değerleri ise Munsell sistemindeki hue ve kroma değerleri ile orantılı olup, a^* parametresi bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değeri arttıkça renk kırmızıya, azaldıkça yeşile kayar. b^* parametresi de cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki koordinatlarını gösterir. Değeri arttıkça renk sarıya, azaldıkça maviye kayar. a^* ve b^* koordinatlarının 0 değerleri, nötral renkleri (beyaz, gri) verirken bu değerlerin artması rengin daha yoğun ve doygun olduğunu gösterir (105, 138, 147, 110).

$CIE L^*$, a^* , b^* , C ve h değerlerinin ölçüldüğü bu in-vitro çalışmada, aynı materyale uygulanan farklı yüzey bitirme işlemlerinin, o materyalin optik özelliklerini istatistiksel olarak anlamlı derecede değiştirdiği görülmüştür. Ancak, tek bir tip yüzey bitirme işlemi, bütün materyaller sistemlerinde aynı etkiyi oluşturmamıştır. Örneğin, VM ve SP blokları için G gruplarında, M ve K gruplarına oranla anlamlı olarak yüksek L_I^* değerleri elde edilirken, LU materyaline ait alt grupta elde edilen L_I^* değerlerinde anlamlı fark bulunamamıştır. CE ve EN bloklarında, K alt gruplarında elde edilen L_I^* değeri M ve G gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. M ve G alt gruplarında elde edilen L_I^* değerlerinde ise anlamlı fark bulunamamıştır. Öyleyse, glaze uygulamaları, seramik materyallerde parlaklığı arttırırken, seramik-polimer materyallerde azalttığı için bu tip malzemelerde glaze uygulamalarında dikkatli olunmalıdır.

İlk ölçümlerde saptanan a_I^* değerleri analiz edildiğinde, LU materyalinde alt gruplarla elde edilen değerlerde anlamlı fark yoktur. CE bloğunda en düşük a_I^* değeri, K alt grubunda bulunmuştur. EN, SP ve VM malzemelerinde en düşük a_I^* değeri, G alt grubunda elde edilmiştir. Bu veriye göre CEK, ENG, SPG ve VMG gruplarındaki örneklerin renk değerlerinin "yeşil" bölgeye yaklaştığı söylenebilir.

Manuel polisaj tekniği uygulanan tüm örneklerde elde edilen b_1^* değerleri, kontrol ve glaze gruplarına göre daha düşüktür. Öyleyse manuel polisaj uygulanan örneklerin renk değerlerinin "sarı" bölgeden uzaklaştığı "mavi" bölgeye yaklaştığı söylenebilir. SP materyalinin tüm alt gruplarında (kontrol, manuel polisaj, glaze), diğer materyal gruplarından istatistiksel açıdan anlamlı derecede yüksek b_1^* değerleri elde edilmiştir. Bu veriye göre, VS malzemesinin, test edilen diğer tüm materyal gruplarından, yüzey bitirme işleminde bağımsız olarak daha sarı renkli olduğu sonucuna varılabilir.

Kroma değerlerine bakıldığında, tüm gruplar için C_1 parametresi b_1^* parametresi ile benzer özellik gösterdiği görülmektedir. Bu sonuca göre, VS materyalinin kroma değerinin, diğerlerine göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmektedir. Aynı renk özelliğinde tercih edilen farklı malzemelerin, hue değeri aynı olsa da, kroma ve value değerleri arasında farklılık olabilir ve bu faktör de renk uyumunu olumsuz yönde etkileyebilir. Klinisyenler, rengin üç boyutunu da (hue, value, kroma) göz önünde bulundurarak renk seçimi yapmalıdırlar.

LU materyelinde glaze alt grubunda elde edilen h_1 değeri kontrol ve manuel polisaj gruplarına göre belirgin ve istatistiksel açıdan anlamlı derecede yüksektir. Yani LUG grubunda başlangıç renginden başka bir renk elde edilmiştir. LUG grubu dışındaki tüm alt grupların h_1 değerleri arasında, istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamamıştır.

Bu sonuçlara dayanarak, klinisyenin tercih ettiği malzemenin fiziksel ve mekanik özelliklerini bilmesi ve materyale uygun yüzey bitirme işlemini titizlikle uygulaması gerektiği sonucuna varılabilir. Çünkü, daha önce bazı araştırmalarda belirtilen şekilde (89, 90, 201), bu çalışmanın bulgularına göre de; bitirme ve polisaj tekniklerindeki farklılıkların restoratif materyalin optik özellikleri üzerinde etkisi bulunmaktadır.

Bu tez çalışmasında olduğu gibi, farklı malzemelerin (Vita Enamic, Lava Ultimate, IPS e.max CAD, Paradigm C ve Paradigm MZ100) optik özellikleri ile farklı yüzey bitirme işlemlerinin etkileşiminin değerlendirildiği başka bir çalışmada (10); seramik-polimer materyallerin, manuel bitirme ve polisaj işlemleri sonundaki gloss değerinin, kompozitlerden fazla, cam seramiklerden az olduğu tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda da en yüksek L_1^* değerinin Vita Mark II materyelinde elde edildiği göz

önünde bulundurulursa, bu iki çalışmanın sonuçlarının büyük ölçüde örtüştüğü söylenebilir.

Yapay yaşlandırma işlemi, çevresel şartların değiştiği bir döngüde, materyali ultraviyole ışık, sıcaklık ve nem değişikliklerine maruz bırakmaktır. 1978 yılından beri dental rezin veya porselenlerin renk stabilitesini test etmek amacıyla kullanılmaktadır. Bu testin kliniksel uyumluluğu hakkında çok fazla bilgi olmamakla birlikte değişik materyallerin fiziksel özelliklerini değerlendirmek amacıyla pek çok araştırmada kullanılmıştır (201-204).

Metal desteksiz porselenlerin renk stabilitesinin araştırıldığı daha önceki bazı çalışmalarda (205-207), 300 saatlik hızlandırılmış yaşlandırma döngüsünden yararlanılmıştır. Bizim çalışmamızda yaşlandırma işlemi, önceki çalışmalar referans alınarak aynı prosedürler ile 300 saat uygulanmıştır. Araştırmacılar hızlandırılmış yaşlandırma cihazları ile yapılan 300 saatlik yaşlandırmanın 1 yıllık klinik kullanıma eşit olduğunu ve seramik materyallerin bu sürenin 3 aylık klinik kullanıma denk gelen 77 saatlik kısmında en fazla renk değişimi gösterdiklerini, ilk 100 saatte meydana gelen değişimlerin anlamlı olduğunu ifade etmişlerdir (193).

Bağış ve ark.; hızlandırılmış yaşlandırma prosedürünün, ultraviyole ışık, ısı uygulaması ve nem değişikliklerini içerdiğini, uzun dönem çevresel koşulların etkisini taklit ettiğini belirtmişlerdir (208). 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 (153, 208).

Ertan ve ark.; düşük ısı porselenlerine 100 saat UV yaşlandırma uygulamışlar, istatistiksel olarak anlamlı fakat minimal oranda renk değişimi saptamışlardır (209).

Heydecke ve ark.; alüminyum oksit içerikli seramik örneklerde (Procera) yaptıkları çalışmada; kor ve veneer olarak iki tabakalı hazırlanan disklerin 300 saatlik yaşlandırma sonrası renk değişimlerinin anlamlı olmadığını belirtmişlerdir (210).

Yaşlandırma işlemi uygulanmış tam seramik ve metal-seramik sistemlerin renk stabiliteilerinin değerlendirildiği bir çalışmada (189) örnekler; 2, 3 ve 4 kez

fırınılandıktan 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 çalışmasında LU, CE ve VE materyallerine ait tüm alt gruplarda (K, M ve G), 300 saatlik yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen $CIE L^*, a^*, b^*, C$ ve h değerlerinde, istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmuştur. Yani bu üç materyal grubu için $L_1^*-L_2^*, a_1^*-a_2^*, b_1^*-b_2^*, C_1-C_2$ ve h_1-h_2 parametreleri arasındaki fark anlamlı düzeydedir (LUG/ $h_1-h_2/p=0,158$, CEK/ $h_1-h_2/p=0,314$, CEG/ $h_1-h_2/p=0,215$ parametreleri hariç). Bu değerlerdeki en dikkat çekici değişim b^* ve C parametrelerinde olmuştur. b_2^* değeri b_1^* 'den, C_2 değeri de C_1 'den belirgin ve istatistiksel olarak anlamlı derece yüksektir. UV yaşlandırma işlemi sonrası LU, CE ve EN materyallerinin b^* değerindeki bu artış, materyallerin belirgin olarak sararması, C değerindeki artış ise materyalin yoğunluğunun artması olarak yorumlanabilir. SP ve VM materyallerinde ise $CIE L^*, a^*, b^*, C$ ve h parametrelerinin bazılarında, yaşlandırma öncesi ve sonrası anlamlı değişiklik izlenirken $L_1^*-L_2^*, a_1^*-a_2^*, b_1^*-b_2^*, C_1-C_2$ ve h_1-h_2 değerleri arasındaki değişiklik sayısal olarak minimal düzeydedir.

Paravina ve ark. (110), hızlandırılmış yaşlandırma işleminin, rezin kompozitlerde b^* değerinde artışa sebep olurken, a^* ve L^* değerlerinde azalmaya neden olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da LU, CE ve EN materyallerinde elde edilen b_2^* değerleri b_1^* değerlerinden yüksektir, a_2^* değeri a_1^* değerinden, L_2^* değeri L_1^* değerinden genel anlamda düşüktür. Bu veriden yola çıkarak, seramik-polimer örneklerin renk değerlerinin, yaşlandırma işlemi sonrası "sarı-yeşil" renk koordinatları doğrultusunda değiştiği ve parlaklıklarının azaldığı söylenebilir. SP ve VM materyallerinde ise incelenen parametrelerden bazıları arasında anlamlı fark bulunurken, bazıları arasında bulunamamıştır.

Bu araştırmada $CIE L^*, a^*, b^*, C$ ve h değişkenlerine ek olarak ΔE^* değeri incelenmiştir. $CIE L^*a^*b^*$ renk sisteminde renk değişim değeri (ΔE^*), iki rengin L^*, a^* ve b^* koordinatları arasındaki uzaklığın sayısal olarak ifade edilmesidir (138). Bu değer; spektrofotometreden yansıyan ışının, $CIE L^*a^*b^*$ renk sistemi kullanılarak ölçülmesi ile bulunur (101, 135). Bu çalışmada ΔE^* değeri, yaşlandırma öncesi ve sonrası L^*, a^* ve b^* değerlerine göre hesaplanmıştır. Sonuçta LU, CE ve EN sistemlerinde, tüm alt gruplarda (K, M, G) yaşlandırma sonrası istatistiksel olarak

anamlı oranda renk değişimi olduğu grlmştir. Materyallere ait alt grupların ΔE^* değerleri ortalamalarına bakıldığında, yaşlandırma sonrası en gök renk değişimi LU materyalinde ($\Delta E^*=20,183$) gözlemlenirken onu sırasıyla CE ($\Delta E^*=16,640$) ve EN ($\Delta E^*=5,77$) materyalleri takip etmiştir. En az renk değişimi değeri MK ($\Delta E^*=1,263$) ve SP ($\Delta E^*=1,930$) sistemlerinde bulunmuştur. Materyallerin kimyasal kompozisyonları düşünüldüğünde bu sıralamanın ortaya gkması şaşırtıcı değildir. Günkü bu tez glişmasında değerlendirilen malzemelerin, $CIE L^*$, a^* , b^* , C , h ve ΔE^* değerleri arasındaki varyasyonlara etki eden en önemli faktörün; ışığı geçirme, absorbe ve saçma karakterlerini belirleyen, yapısal içeriğine bağlı faktörler olduğu düşünülmektedir. LU materyali, yüksek derecede polimerize edilmiş, zirkonya ve silika nanopartiküller içeren bir kompozittir. CE materyali de %71 silika, %29 kompozit içeren, nanoteknoloji ile üretilmiş bir dental kompozittir. EN materyali ise esas olarak rezin infiltre edilmiş bir feldspatik porselendir. Materyallerin yapısal içeriği göz önünde bulundurulduğunda, EN materyali (%86), LU (%80) ve CE (%79) materyallerine kıyasla daha fazla seramik içermektedir. Kompozit materyalinin renk stabilitesi özelliğinin, seramik materyaline oranla daha düşük olduğu bilinen bir gerçektir (8, 10, 211). Yine de seramik-polimer materyalinde elde edilen renk değişim miktarı beklenenden oldukça yüksektir.

ΔE^* değerinin, kliniğe yansımısını araştıran birçok farklı glişma bulunmaktadır. Johnston ve ark.'nın yaptıkları glişmanın sonuçları, ΔE^* değerinin 1'den kgk olmasının; iki renk arasındaki renk farklılığının görsel olarak fark edilemeyeceğini, ΔE^* değerinin 1 ile 2 arasında olmasının; gözlemciler tarafından genellikle kısmen fark edilebileceğini, ΔE^* değerinin 2'den fazla olmasının ise; tüm gözlemcilerin rahatlıkla algılayabilecekleri bir renk farklılığına sebep olduğunu göstermiştir (212). Ancak bu konu ilgili tam bir fikir birliğine varılamamıştır. Farklı araştırcılara ait farklı görüşler mevcuttur. Bazıları renk değişiminin klinik olarak fark edilebilmesi için ΔE^* değerinin 1 (189, 213), bazıları 3 (214), bazıları da 3,7'den (215, 216) büyük olması gerektiğini ifade etmektedir. O'Brien ve ark. (129), ΔE^* değerinin 3,5'ten büyük olduğu durumlarda, oluşan rengi "klinik olarak uyumsuz" şeklinde yorumlamıştır. İdeal renk belirleme şartlarının sağlandığı ortamda monokromatik opak veya porselen gibi translusent materyallerin 1 birim ΔE^* renk değişim değerinin %50 gözlemci tarafından farkedilebilir olduğu bildirilmiştir (191). Polikromatik yapıdaki metal destekli porselenlerde ise bu değer 1,7 birim ΔE^* 'dir. Kolorimetrenin kullanıldığı bir

araştırmada; simante edilmiş veneer ile dişlerin karşılaştırılması yapılmış ve 3,7 birim ΔE^* 'ye kadar olan renk değişim miktarının ortalama renk uyumunu verdiğini, 6,8 birim ΔE^* biriminin ise "kabul edilemez" bir renk uyumunu belirttiği bildirilmiştir. Bu konu ile ilgili pek çok fikir olmakla birlikte, $\Delta E^* < 3,5$ birim olmasının "klinik olarak kabul edilebilir" renk farklılığına neden olduğu kabul edilmektedir (129).

Bu çalışmada elde edilen ΔE^* değerleri O'Brien'in kliniksel eşleşmesine göre (100) değerlendirildiğinde; LU, CE ve EN materyallerinde tüm alt gruplar için sonuçların "uyumsuz, $\Delta E^* > 3,5$ ", SP materyali için "iyi/kabul edilebilir, $1 > \Delta E^* > 3,5$ ", VM materyali için ise "çok iyi, $0,5 > \Delta E^* > 1,5$ " seviyede olduğu saptanmıştır. VM ve SP materyalleri için O'Brien'in kliniksel eşleşme skorlarında farklılık olsa da, bu iki materyal sisteminin ΔE^* değerleri arasında, hiçbir alt grupta istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Aksine LU, CE ve EN materyallerinin ΔE^* değerleri arasındaki fark anlamlıdır. EN materyali de LU ve CE materyalleri gibi, O'Brien'in klinik kabul edilebilirlik düzeyinin üzerinde kalmış olsa da, bu iki sisteme göre ΔE^* değeri istatistiksel açıdan anlamlı derecede düşüktür.

Renk değişim miktarının kliniğe uygulanabilmesi amacı ile renk değişimlerini standardize eden NBS kriterlerine göre ise, bu çalışmada elde edilen renk değişim değerleri; LU ve CE materyalleri için "başka bir renk, $\Delta E^* > 12$ ", EN grubu için "belirgin değişim, $3 > \Delta E^* > 6$ ", SP materyali için "algılanabilir değişim, $1,5 > \Delta E^* > 3$ " ve MK sistemi için "az değişim, $0,5 > \Delta E^* > 1,5$ " sonucu bulunmuştur.

Bu araştırmanın sonuçlarına göre, UV yaşlandırma sonucu meydana gelen renk değişimini, uygulanan yüzey bitirme işlemleri seramik-polimer materyaller için etkilemiş, cam seramikler için ise etkilememiştir. VM ve SP malzemelerinin optik özelliklerinde yaşlandırma sonrası meydana gelen değişim, yüzey işlemi parametresinden etkilenmemiştir. Bu iki malzeme grubuna ait alt gruplarda elde edilen ΔE^* değerlerinin hiçbirinde istatistiksel açıdan fark yoktur. LU ve CE materyalleri için en yüksek renk değişimi glaze grubunda görülürken, onu sırasıyla manuel polisaj ve kontrol grubu takip etmiştir. EN materyalinde ise manuel polisaj ve kontrol gruplarında elde edilen ΔE^* değerleri arasında anlamlı fark yokken, glaze grubunda elde edilen renk değişim değeri anlamlı olarak düşüktür. Bu farklılığın nedeni, tüm bu yeni nesil materyaller için önerilen glaze uygulama prosedürünün farklı olması olabilir. Üretici

firma talimatlarına göre LU materyaline, glaze uygulama öncesi ince grenli frez ile pürüzlendirme, CE materyaline Al_2O_3 ile kumlama, EN materyaline ise hidroflorik asit ile pürüzlendirme uygulanmıştır. Bu konu ile ilgili, tüm bu yöntem farklılıklarının standardize edildiği deneysel tasarımlarla yeni çalışmaların yapılması önerilmektedir.

Schulzea ve ark.; yaşlandırma esnasında örnekler ısı ve suyla ilgili değişimlere maruz kaldıklarından rezin materyallerin yüzeyinde mikroçatlak oluşabileceğini, bu nedenle renk değişiminin, bu çatlaklara suyun difüzyonu ile gerçekleşebileceğini belirtmişlerdir (207). Benzer şekilde, Lawson ve ark. ise, dental materyallerin renk stabilitesi konusu üzerine yaptıkları çalışmada, polimer içerikli malzemelerin su absorbe etme özelliğinin, saf seramiklere oranla daha fazla olduğunu ve renklendirici solüsyon içinde çözülmüş halde bulunan pigmentlerin, materyallerin renk değişimine neden olabileceğini bildirmişlerdir (10). Bu çalışmada da, yaşlandırma işleminin şartları ultraviyole ışık, ısı ve suyla ilgili değişimleri içerdiğinden renk değişimi hidrolitik degradasyon ile açıklanabilir. Polimer esaslı materyallerin su absorbe etme özelliğinin, seramik materyallerinkinden fazla olması bu renklenmenin sebebi olabilir.

De Souza ve ark.'na göre; seramik materyallerde yaşlandırma sonrası renklenme miktarı içeriklerindeki metal oksitlerle bağlantılı olabilir (189). Metal oksitler porselenlere renk vermek için ilave edilirler ve bu maddelerin ultraviyole radyasyon altında kolaylıkla çözüldüğü bilinmektedir (189, 217). Bizim çalışmamızda da yaşlandırma işlemi esnasında uygulanan ultraviyole ışık nedeniyle metal oksitlerin çözünmesi, ortaya çıkan renk değişiminin nedenlerinden biri olabilir.

Lawson ve ark.; 2015 yılında yapmış oldukları çalışmalarında, seramik (Lityum disilikat, Paradigm C) ve polimer içerikli (Lava Ultimate, Vita Enamic, Paradigm MZ 100) CAD/CAM materyallerine farklı polisaj prosedürleri uygulayarak, hazırlanan örnekleri renklendirici ajan içinde bekletmişler ve sonuç olarak yüzey bitirme işlemlerinin ve materyal çeşidinin renklenme miktarını etkilediğini belirtmişlerdir (10). Bizim çalışmamızda elde edilen bulgular ile paralel olarak en fazla renk değişimi LU ($\Delta E^*=2,76$), materyalinde gözlenirken, en az renklenmeye uğrayan materyal grubu seramik materyaller (e.max $\Delta E^*=0,18$ ve Paradigm C $\Delta E^*=1,23$) olmuştur. Ancak LU materyalinde elde edilen renk değişim değeri bizim çalışmamıza oranla daha düşüktür. Bunun nedeni, Lawson ve ark.'nın örnekleri sadece renklendirici solüsyon içinde

bekletmeleri, örneklere herhangi bir UV yaşlandırma prosedürü uygulamamaları olabilir.

Yapılmış olan çalışmalar içinde, renk değişim değerlerinin bu tez çalışmasındaki kadar yüksek bulunduğu araştırmalar da mevcuttur. Örneğin, Stawarczyk ve ark.; 2015 yılında yaptıkları araştırmada (151); CAD/CAM ile kullanılabilen farklı materyallerin renk stabilitesini değerlendirmek amacıyla, hazırladıkları örnekleri, 14 gün süreyle farklı solüsyonlarda bekletmişlerdir. Kırmızı şarapta bekletilen örnekler arasında, en yüksek ΔE^* değeri Cerasmart ($\Delta E^*=19,7$) materyalinde elde edilmiştir. Onu sırasıyla Lava Ultimate ($\Delta E^*=15,1$), Vita Enamic ($\Delta E^*=13,6$), Empress CAD ($\Delta E^*=6,9$) ve e.max CAD ($\Delta E^*=3,1$) blokları takip etmiştir. Çalışmanın sonucu olarak, cam seramiklerin renk değişim değerlerinin, seramik-polimer materyallerden anlamlı derecede düşük olduğu belirtilmiştir.

Farklı yaşlandırma yöntemlerinin, Lava Ultimate ve Vita Mark II materyallerinin mekanik ve optik özellikleri üzerindeki etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, numuneler Isomed 5000 cihazında, elmas disk kullanılarak hazırlanmış ve deney koşulları uygulanmadan önce 1200 no silikon karbit zımpara ile örnek yüzeyleri standardize edilmiştir (218). Bizim çalışmamızda da deneysel tasarım hatalarını elimine etmek amacıyla aynı yüzey standardizasyonu uygulanmıştır. Ancak başka bir çalışmada, dental restorasyonların CAD/CAM sistemleriyle üretiminde, 64 gritlik elmas aşındırıcı frezlerin kullanıldığı ve restorasyon yüzeylerinin simantasyon öncesi yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu belirtilmiştir (27). Flury ve ark.; (219) yaptıkları bir çalışmada, 125 gritlik silikon karbit zımpara ve CAD/CAM frezlerinin oluşturduğu yüzey pürüzlülük değerlerinin birbirine oldukça yakın olduğunu belirlemişlerdir. Bu çalışmada kullanılan düşük hızlı kesme cihazında elmas disk ile kesilerek hazırlanan örnekler, cihazdan oldukça düzgün ve homojen bir yüzey ile çıkabilmektedir. Kontrol gruplarında elde edilen renk değişim değerlerinin, genel olarak manuel polisaj ve glaze gruplarına göre düşük olmasının nedeni bu faktör olabilir. Ayrıca, manuel polisaj tekniği ile hazırlanan yüzeylerde, kontrol grubuna göre daha yüksek parlaklık değerleri (gloss) elde edilse de, abraziv enstrümanların yüzeyde bıraktığı gözle görülemeyen küçük çizikler, yaşlandırma sonrası renk değişiminin sebebi olarak gösterilebilir.

Dental restorasyonların, CAD/CAM freze sistemi ile üretimi sonrası yüzeylerinde bir miktar pürüzlülük bulunmaktadır. Ancak in-vitro çalışmalarda, örnekler CAD/CAM cihazına alternatif bir yöntemle hazırlandığında, bu mikroyapının replikasyonu amacıyla çeşitli yüzey bitirme işlemleri yapılmaktadır. Fasbinder ve Neiva'ya göre, CAD/CAM cihazları ile elde edilen restorasyon yüzeylerinin taklit edilmesi amacıyla, silikon karbit aşındırıcı kağıtlar belirli bir düzen doğrultusunda uygulanmış olsa da, bu teknik ile tam olarak CAD/CAM freze ünitesinde elde edilen pürüzlülük değeri elde edilememektedir (18). Bu faktör çalışmanın bir limitasyonu olarak kabul edilebilir. Fakat aynı boyutlara sahip örneklerin, CAD/CAM sistemleri ile elde edilmesi oldukça fazla materyal ve zaman sarfiyatına yol açacaktır. Bu nedenle bu tez çalışmasında, daha önce birçok araştırmada (10, 80, 220, 221) kullanılmış olan düşük hızlı kesme cihazı kullanılarak ekonomik açıdan bir avantaj elde edilmiştir.

Fasbinder ve Neiva'ya göre, glaze işleminden önce herhangi bir yüzey düzeltmesi yapılmaması, glazeli yüzeylerin optik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilir (18). Bu araştırmada tüm örnekler düşük hızlı kesme cihazından çıkıp, farklı numaralarda silikon karbit kağıtlarla yüzey standardizasyonu uygulandıktan sonra glaze işlemi uygulanmıştır. Böylece bu faktörün bu tez çalışması için bir limitasyon oluşturması engellenmiştir.

Geleneksel yaklaşımda, seramik materyaline glaze uygulanması, yüzey düzgünlüğünü sağlamada altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak güncel literatürde bu fikirden uzaklaşmıştır. Bu konu ile ilgili son yapılan çalışmalarda elde edilen veriler doğrultusunda, manuel olarak polisaj yapılan ve glaze uygulanan yüzeyler birbiri karşılaştırılabilir özelliklere sahiptir (18, 211). Bu tez çalışmasında, cam seramik materyallerde; kontrol, manuel polisaj ve glaze gruplarında yaşlandırma sonrası meydana gelen renk değişim değerlerinin arasında anlamlı fark olmaması, bu görüşü desteklemektedir. Sonuç olarak, farklı materyal sistemleri için, malzemenin yapısal özellikleri dikkate alınarak en uygun yüzey bitirme tekniği tercih edilmelidir.

Estetik diş hekimliği bilimsel prensipler ile sanatsal yeteneğin hassas bir kombinasyonudur (222). Diş hekimleri, kayıp diş dokularının restorasyonunda doğal diş görünümüne en yakın materyalleri kullanırken sanatsal yeteneklerini ve objektif kriterleri birleştirmelidir. Bu kriterler; endikasyona göre materyal kullanımı, ideal renk

uyumunun sağlanması ve renk stabilitesinin korunması olarak sıralanabilir. Bu araştırmada elde edilen verilerden yola çıkararak Lava Ultimate, Cerasmart ve Vita Enamic restorasyonların zamanla renklenmeye uğrayacağı sonucuna varılabilir. Özellikle estetik gereksinimin yüksek olduğu anterior bölge restorasyonlarında bu materyallerin kullanılmaması, seramik/cam seramik malzemelerin tercih edilmesi önerilmektedir. Estetik ile ilgili hataların kısmen kabul edilebileceği posterior bölgede ise, seramik-polimer malzemelerden Lava Ultimate ve Cerasmart blokları yerine Vita Enamic materyalinin kullanımı ile nispeten daha başarılı sonuçların elde edilebileceği düşünülmektedir.



SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının sınırlamaları dâhilinde elde edilen bulgular değerlendirildiğinde;

1. İlk ölçümler sonrası elde edilen L^* , a^* , b^* , C ve h değerleri materyal&yüzey bitirme işlemi parametrelerinden etkilenmiştir ve bu etkileşim genel olarak tüm gruplarda anlamlı fark oluşturmuştur.
2. Yüzey bitirme işlemleri sonrası en parlak yüzeyler Vita Mark II materyalinde, glaze grubundaki örneklerde elde edilmiştir. Vita Suprinity ve Vita Mark II bloklarında, glaze alt grubunda elde edilen L_I^* değeri diğer yüzey bitirme işlemi gruplarına göre anlamlı derecede yüksektir. Seramik-polimer (Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic) materyallerde ise glaze uygulaması ile manuel polisaj ve kontrol gruplarına göre daha düşük L_I^* değeri elde edilmiştir. Yani glaze işlemi bu materyallerde parlaklığın azalmasına neden olmuştur.
3. Manuel polisaj tekniği uygulanan tüm örneklerde elde edilen b_I^* değerleri, kontrol ve glaze gruplarına göre daha düşüktür. Öyleyse manuel polisaj uygulanan örneklerin renk değerlerinin "sarı" bölgeden uzaklaştığı "mavi" bölgeye yaklaştığı söylenebilir.
4. İlk ölçüm sonuçlarından elde edilen bulgulara göre Vita Suprinity materyalinin kroma değeri, test edilen diğer materyallere göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Tüm materyaller A1 renginde seçilmiş olsa da, ZLS bloğunun yoğunluğu, diğer materyallere kıyasla daha fazladır. Klinisyenler renk seçiminde rengin üç boyutunu da (hue, value, kroma) göz önünde bulundurmalarıdır.
5. Materyallerin hue değerleri analiz edildiğinde, LU glaze grubunda, diğer tüm alt gruplara kıyasla anlamlı derecede yüksek h_I değeri elde edilmiştir, yani bu grubun renk çeşidi diğerlerinden farklıdır.
6. Yapılan ilk ölçümler sonrası elde edilen bulgular değerlendirildiğinde, restorasyonun üretildikten hemen sonraki optik özellikleri açısından, Vita Suprinity ve Vita Mark II materyallerinin glaze, Lava Ultimate, Cerasmart ve Vita Enamic

materyallerinin manuel polisaj tekniği ile bitirilmesi ile daha başarılı sonuçlar elde edilebileceği söylenebilir.

7. UV yaşlandırma işlemi sonrasında seramik-polimer materyallerde anlamlı derecede yüksek renk değişimi meydana geldiği görülmüştür. Bu renk değişimi 6,09-22,7 ΔE^* arasındadır ve O'Brien'in kliniksel eşleşme değerlerine göre "klinik olarak uyumsuz" kabul edilmektedir.
8. Cam seramiklerin, renk stabilitesi açısından başarılı materyaller olduğu tespit edilmiştir. Bu malzemelerde elde edilen ΔE^* değerleri 0,86-2,19 ΔE^* arasındadır ve görsel algı eşliğinin altındadır ($\Delta E^* < 3,5$).
9. Tüm materyallere ait ΔE^* değerleri ortalamaları değerlendirildiğinde, en yüksek renk değişim değeri LU ($\Delta E^* = 20,183$) materyalinde saptanırken, onu sırasıyla CE ($\Delta E^* = 16,64$), EN ($\Delta E^* = 5,777$), SP ($\Delta E^* = 1,93$) ve VM malzemeleri ($\Delta E^* = 1,263$) takip etmiştir. Elde edilen renk değişim değerinin materyale göre değişmesinin nedeni, malzemenin kimyasal yapısındaki farklı komponentler ve farklı polimerik matriks/doldurucu oranları olabilir.
10. Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic materyallerinde herbirinde elde edilen ΔE^* değerlerinde, diğer tüm materyallere göre anlamlı fark tespit edilmiştir. Vita Enamic bloğunda, diğer seramik-polimer materyallere kıyasla anlamlı derecede düşük ΔE^* değeri elde edilmiş olsa da, bu materyale ait renk değişim oranı da "klinik açıdan uyumsuz" kabul edilebilecek düzeydedir. Vita Suprinity ve Vita Mark II malzemelerinin ΔE^* değerleri arasında hiçbir alt grupta anlamlı fark bulunamamıştır. Tüm bu faktörler değerlendirildiğinde, estetik gereksinimin yüksek olduğu anterior restorasyonlarda, seramik-polimer malzemeler yerine, cam seramik materyallerin tercih edilmesi ile optik özellikler açısından daha başarılı sonuçların elde edilebileceği söylenebilir.
11. Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre, renk stabilitesi açısından, Vita Suprinity materyali, diş hekimliğinde yıllardır sıklıkla kullanılan Vita Mark II materyali kadar başarılı sonuçlar sergilemiştir. Öyleyse yeni geliştirilen, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyalinin, estetik beklentilerin yüksek olduğu anterior

restorasyonlarda, uygun endikasyon ile kullanımıyla renk stabilitesi açısından başarılı sonuçlar elde edilebilir.

12. Lava Ultimate ve Cerasmart materyallerine glaze uygulandığında, meydana gelen renk değişim oranı, manuel polisaj ve kontrol gruplarına göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu verilere dayanarak, nanoseramik materyallerde yüzey bitirme işlemlerin manuel polisaj prosedürüyle yapılması ile daha başarılı sonuçlar elde edilebileceği söylenebilir.
13. Vita Enamic materyalinde manuel polisaj sonrası, ışık ile sertleşen glaze materyali uygulamasına göre daha yüksek renk değişim değeri (EN manuel polisaj $\Delta E^*=6,6$, EN glaze $\Delta E^*=4,6$) elde edilmiştir. Bu bulguya göre, Vita Enamic malzemesinde, glaze uygulaması ile uzun dönem renk stabilitesi açısından daha başarılı sonuçların elde edilebileceği sonucuna varılabilir.
14. Vita Suprinity ve Vita Mark II materyallerinde yaşlandırma işlemi sonrası renk değişim oranı, yüzey bitirme işlemi parametresinden etkilenmemiş olup bu bloklara ait alt grupların renk değişim değeri arasında anlamlı fark yoktur. Bu bulgudan yola çıkarak, cam seramik materyallerde, uzun dönem estetik özellikler açısından, manuel polisaj tekniği ile glaze uygulaması kadar başarılı sonuçlar elde edilebileceği söylenebilir. Öyleyse, cam seramik materyallerde, yüzeye glaze uygulaması sonrası oklüzal uyumlama yapılması gereken durumlarda, reglaze işlemi yerine manuel polisaj prosedürü uygulanmasının, estetik açıdan bir sakınca oluşturmayacağı söylenebilir.

Sonuç olarak, restorasyona uygulanacak yüzey bitirme işlemleri, kullanılan materyalin yapısal özellikleri doğrultusunda ayrı ayrı değerlendirilmelidir. Üretilen restorasyonun estetik açıdan başarılı olabilmesi için, endikasyona göre materyal kullanımı ve uygun renk seçimi kadar, yüzey bitirme işlemlerinin de titizlikle gerçekleştirilmesi önem taşımaktadır.

Bu tez çalışmasının sonuçları bir bütün olarak ele alındığında, elde edilen bulguların, klinisyenlere rehber olabilecek bir kaynak niteliğinde olduğu ve konu ile ilgili çalışmalara öncülük yapacağı düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasında, farklı içerikli materyallerin, yüzey bitirme prosedürleri ve UV yaşlandırma işlemi sonrasındaki renk stabilitesi değerlendirilmiştir. Bundan sonraki aşamalarda, seramik-polimer CAD/CAM materyalleri ile ilgili farklı optik parametrelerin de (translüsensi, gloss, yüzey pürüzlülüğü) incelendiği daha ileri in-vitro ve in-vivo çalışmaların yapılması, bu materyallerin estetik özelliklerinin daha iyi anlaşılabilmesine olanak sağlayacaktır.



KAYNAKLAR

1. Li W, Xu Y, He H, Zhao H, Sun J, Hou Y. Strength degradation and lifetime prediction of dental zirconia ceramics under cyclic normal loading. *Biomed Mater Eng.* 2015; 26 Suppl 1:S129-37.
2. Malament KA. Reflections on Modern Dental Ceramics. *Dent Today.* 2015; 34(11):10, 2.
3. Nozaki K, Koizumi H, Horiuchi N, Nakamura M, Okura T, Yamashita K, et al. Suppression effects of dental glass-ceramics with polarization-induced highly dense surface charges against bacterial adhesion. *Dent Mater J.* 2015; 34(5):671-8.
4. Giordano RA, 2nd, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(5):411-8.
5. Pollington S. Novel glass-ceramics for dental restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2011; 2(1):60-7.
6. Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res.* 2011; 90(8):937-52.
7. Kohorst P, Borchers L, Stempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach FW, et al. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomater.* 2012; 8(3):1213-20.
8. Tanaka A, Nakajima M, Seki N, Foxton RM, Tagami J. The effect of tooth age on colour adjustment potential of resin composite restorations. *J Rest Dent.* 2015; 43(2):253-60.
9. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent.* 2015; 115(1):71-5.
10. Lawson NC, Burgess JO. Gloss and Stain Resistance of Ceramic-Polymer CAD/CAM Restorative Blocks. *J Esthet Restor Dent.* 2015; 1:S40-5.
11. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008; 204(9):505-11.
12. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 1999; 26(7):582-93.
13. Bindl A, Mormann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(5):451-6.
14. Bindl A, Mormann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci.* 2003; 111(2):163-9.

15. Bindl A, Mormann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112(2):197-204.
16. Bindl A, Windisch S, Mormann WH. Full-ceramic CAD/CIM anterior crowns and copings. *Int J Comput Dent.* 1999; 2(2):97-111.
17. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(6):441-7.
18. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent*, 2015; doi: 10.1111/jerd.12174.
19. Shillingburg HT. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics (3rd Ed.)* Quintessence Publishing CO. Inc. Canada, 1997.
20. Craig RG. *Restorative Dental Materials (9th Ed)*. St. Louis, Mosby, 1993.
21. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials.* (11. Ed) Saunders, USA, 2003.
22. Adair PJ, Grossman DG. The cast glass-ceramic crown. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1984; 57: 674-83.
23. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent.* 2004; 91:136-43.
24. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. *GÜ Dişhek Fak Derg.* 2005; 22(1): 41-48.

25. Preston DJ. Perspectives in dental ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1988; 112.
26. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(2): 513-530.
27. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Volum I. Quint Pub, Chicago. 1997; pp 1-13.
28. Çal E, Güneri P, Bıçakçı A, Diş Hekimliğindeki Estetik İnkilem: Diş rengi. *Ege Ü Diş Hek Fak Derg.* 2005; 26: 117-125.
29. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent,* 2015; S0022-3913(15)00541-7.
30. Silami FD, Tonani R, Alandia-Román CC, Pires-de-Souza Fde C. Influence of Different Types of Resin Luting Agents on Color Stability of Ceramic Laminate Veneers Subjected to Accelerated Artificial Aging. *Braz Dent J.* 2016; 27(1):95-100.
31. Rekow ED. Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137 Suppl:5S-6S.
32. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137 Suppl:7S-13S.
33. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2008; 29(8):482, 4, 6-8.
34. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009; 28(1):44-56.
35. Güth JF, Magne P. Optical integration of CAD/CAM materials. *Int J Esthet Dent.* 2016; 11(3):394-409.
36. O.F. K. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg.* 2008; (18(1)):25-32.
37. Qasim S, Ramakrishnaiah R, Al-Kheraif A, Zafar MS. Influence of various bleaching regimes on surface roughness of resin composite and ceramic dental biomaterials. *Technol Health Care.* 2015; 14;24(2):153-61.

38. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014; 58(4):208-16.
39. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137(9):1289-96.
40. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011; 56 Suppl 1:84-96.
41. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2007; 51(3):713-27, viii.
42. Ersu B, Yüzügüllü, B., Canay, Ş. Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. *Hacettepe Diş Hek. Fak. Derg.* 2008; 32(2): 58-72.
43. Karataşlı B BO, Ozer Y. Dental CAD/CAM materials. *J Prosthodont-Special Topcs.* 2015; 1(1):1-7.
44. O'Brien WJ. Double layer effect and other optical phenomena related to esthetics. *Dent Clin North Am.* 1985; 29(4):667-72.
45. Working Instructions of VITABLOCS. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG Postfach 1338, Bad Säckingen ,Germany, 2014. Available from: <http://www.carestreamdental.com/>.
46. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent.* 1991; 16(4):149-56.
47. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(2):122-8.
48. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010; 31(9):702-4,6,8-9.
49. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137 Suppl:14S-21S.
50. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(1):44-9.
51. Meng Y, Chao Y, Liao Y. [Interface bond and compatibility between GI-II glass/alumina composite and Vitadur alpha veneering porcelain]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2002; 37(1):69-71.

52. Lu R, Harcourt JK, Tyas MJ, Alexander B. An investigation of the composite resin/porcelain interface. *Aust Dent J.* 1992; 37(1):12-9.
53. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater.* 1991; 7(2):118-23.
54. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont.* 2008; 17(5):370-7.
55. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1996; 75(1):18-32.
56. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 1996; 17(8):779-82, 84-6.
57. Reiss B. Editorial: Materials for use in dental CAD/CAM technology - spoiled for choice or a wellspring of new possibilities? *Int J Comput Dent.* 2016; 19(2):95-7
58. An K, Zhao D, Wang Z, Wu J, Xu Y, Xiao G. Comparison of different drying methods on Chinese ginger (*Zingiber officinale* Roscoe): Changes in volatiles, chemical profile, antioxidant properties, and microstructure. *Food Chem.* 2016; 197 Pt B:1292-300.
59. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(5):459-66.
60. Bissasu SM, Al-Houri NA. Replacement of missing lateral incisors with lithium disilicate glass-ceramic veneer-fixed dental prostheses: a clinical report. *Clin Case Rep.* 2014; 2(4):128-32.
61. Wang XD, Jian YT, Guess PC, Swain MV, Zhang XP, Zhao K. Effect of core ceramic grinding on fracture behaviour of bilayered lithium disilicate glass-ceramic under two loading schemes. *J Dent.* 2014; 42(11):1436-45.
62. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010; 23(5):434-42.
63. Taskonak B, Mecholsky JJ, Jr., Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials.* 2005; 26(16):3235-41.

64. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005; 36(2):105-13.
65. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013; 29(12):1201-8.
66. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(2):viii, 531-44.
67. Fasbinder DJ. Lava Ultimate Technical Product Profile 2011. Available from: www.3MESPE.com.
68. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskaja CB, Van Meerbeek B. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. *J Adhes Dent.* 2016 May 23. doi: 10.3290/j.jad.a36155.
69. Zimmermann M, Koller C, Hickel R, Kühnisch J. Chairside treatment of amelogenesis imperfecta, including establishment of a new vertical dimension with resin nanoceramic and intraoral scanning. *J Prosthet Dent.* 2016 Apr 22. pii: S0022-3913(16)00151-7.
70. Boscocevic D. Cerasmart Scientific Documentation. 2014. Available from: www.gcamerica.com.
71. Krid Kamonkhantikul, Mansuang Arksornnukit, Sasipin Lauvahutanon And Hidekazu Takahashi. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. *Dent Mater J.* 2016; 35(2):225-32. doi: 10.4012/dmj.2015-228.
72. Tekçe N, Pala K, Demirci M, Tuncer S. Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dent Mater J.* 2016; 35(3):523-31. doi: 10.4012/dmj.2015-287.
73. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013; 29(4):419-26.
74. H R. Vita Enamic Technical and Scientific Documentation 2013. Available from: www.vitanorthamerica.com.
75. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent.* 2015; 7(4):e495-500.
76. Guth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater J.* 2013; 32(6):865-71.

77. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clin Oral Investig*. 2016 Jul 1. [Epub ahead of print]
78. Working Instructions of VITA Suprinity. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG Postfach 1338, Bad Säckingen ,Germany, 2015. Available from: www.vita-suprinity.com
79. Sven Rinke, Anne-Kathrin Pabel, Matthias Rödiger, and Dirk Ziebolz. Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case Rep Dent*. 2016; 2016:1354186.
80. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016; 32(7):908-14.
81. Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont*. 2003; 16(1): 74-77..
82. Williamson RT, Kovarig RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *Int J Prost*. 1996; 9(1): 30-37.
83. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996; 75: 18-32.
84. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The Effect of Glaze on Porcelain Strength. *Dent Mater*. 1992; 8(3): 203-207.
85. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 1998; 42 (4), 613- 627.
86. Patterson CJW, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra fine diamond burs. *J Prosthet Dent*. 1992; 68(3): 402- 406.
87. Raimondo RLJr, Richardson JT, Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain. *J Prosthet Dent*. 1990; 64(5): 553- 557.
88. Ancowitz S, Torres T, Rostami H. Texturing and polishing: The final attempt at value control. *Dent Clin North Am*. 1998; 42(4): 607-612.
89. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent*. 2004; 92(5): 486-490.

90. Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent.* 1991; 65(5): 627- 634.
91. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen.* (3. Baskı) İ. Ü. Basımevi, İstanbul, 1999.
92. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent.* 1994; 72(3): 320-323.
93. Al-wahadni A, Martin DM. Glazing and finishing dental porcelain: A literature review. *J Can Dent Assoc.* 1998; 64(8): 580-583.
94. Saraç D, Saraç S, Yüzbaşıoğlu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 2006; 96: 122-128.
95. Al-wahadni AM, Martin DM. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *J Oral Rehabil.* 1999; 26(5): 538-46.
96. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(6): 664-7.
97. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials; Properties and Manipulation.* (8th Ed.), Mosby, China, 2004.
98. Cheung KC, Darvel BW. Sintering of dental porcelain: Effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dent Mater.* 2002; 18(2): 163-173.
99. Giordano RA, Cima M, Pober R. Effects of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(4): 311-319.
100. O' Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection.* (3rd Ed.) Quintessence Publishing CO. Inc. Chicago, 2002.
101. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramics. *Oper Dent.* 2002; 27(2): 175-183.
102. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2003; 31(3): 181-188.
103. Chu SJ DA, Mielezsko A. *Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry.* 11th ed. Illinois; Quint Pub.2004; 1-99 p.
104. Bilmeyer FW SM. *Principles of color technology.* 3th ed. New York; John Wiley & Sons1981.

105. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004; 32 Suppl 1:3-12.
106. Lee YK, Lu H, Powers JM. Measurement of opalescence of resin composites. *Dent Mater.* 2005; 21(11):1068-74.
107. Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *J Oral Rehabil.* 2007; 34(8):613-21.
108. Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg.* 1992; 13:29-36.
109. Malone WFP, Koth DL. Tylman's Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics. 8th ed., St Louis, Mosby. 1993; 407-17.
110. Paravina RD, Powers, JM. Esthetic color training in dentistry. 1st ed., St Lois; Elsevier-Mosby. 2004; 3-47.
111. Douglas RD, Przybylska M. Predicting Porcelain Thickness Required For Dental Shade Matches. *J. Prosthet. Dent.* 1999; 82: 143,149.
112. Amaya-Pajares SP, Ritter AV, Vera Resendiz C, Henson BR, Culp L, Donovan TE. Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness of Four Ceramic Materials after Occlusal Adjustment. *J Esthet Restor Dent.* 2016 Jun 6. doi: 10.1111/jerd.12222.
113. Ristic I, Stankovic S, Paravina RD. Influence of Color Education and Training on Shade Matching Skills. *J Esthet Restor Dent.* 2016 Apr 7. doi: 10.1111/jerd.12209.
114. Bilmeyer FW, Saltzman M. Principles of color technology. 3rd ed., New York; John Wiley & Sons, Inc.1981.
115. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 3rd ed., St Louis; The Mosby Inc Co. 2001.
116. Ota M, Ando S, Endo H, Ogura Y, Miyazaki M, Hosoya Y. Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. *Acta Odontol Scand.* 2011; 25:61-69.
117. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dent Mater J.* 2007; 26(1):38-44.
118. Fischer J, Fischer C. In: Materials science aspects of ceramic fused to metal and full ceramics. Esthetics and prosthetics; an interdisciplinary consideration of the state of the art. Berlin; Quint Pub. 1999; 71-100.

119. Anusavice KJ, Philips RW, Skinner EW. Physical properties of dental materials. In: Anusavice KJ, ed. Philips Science of Dental Materials. 11th ed., Philadelphia, WB Saunders. 2003; 37-44.
120. Finger WJ, Lee KS, Podszun W. Monomers with low oxygen inhibition as enamel/dentin adhesives. *Dent Mater.* 1996; 12(4):256-61.
121. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: Science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003; 23(5):467-79.
122. Ahmad I. Protocols for predictable aesthetic dental restorations. 1st ed., Navarra; Blackwell Munksgaard. 2006; 77-97.
123. Lee YK. Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. *Dent Mater.* 2007; 23(1):124-31.
124. Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Lim YK. Changes in scattering and absorption properties of esthetic filling materials after aging. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007; 80(1):131-9.
125. Yu B, Lee YK. Comparison of stabilities in translucency, fluorescence and opalescence of direct and indirect composite resins. *Eur J Esthet Dent.* 2013; 8(2):214-25.
126. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Int J Periodontics Rest Dent.* 2004; 24(3):222-31.
127. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1. Baskı, Ankara; Ankara Üniversitesi Basımevi. 1993.
128. Groh CL, O' Brien WJ, Boenke KM. Differences in color between fired porcelain and shade guides. *Int J Prosthodont.* 1992; 5(6):510-4.
129. Bahannan SA, Awad MA. Effect of Porcelain Shade and Application Time on Shade Reproduction. *J Prosthodont.* 2016 Jun 15. doi: 10.1111/jopr.12498.
130. Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J.* 2001; 190(6):309-16.
131. Sarıkaya I, Güler AU. Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2009; 15(2):118-29.

132. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, Sakai M, Takahashi H, Tashkandi E, Perez Mdel M. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2015; 27 Suppl 1:S1-9.
133. Öngül D. İki Güncel renk anahtarının renk seçimindeki üstünlüklerinin spektrofotometrik analiz ile klinik olarak değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora Tezi, 2006.
134. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. *J Prosthet Dent.* 2001(a); 86(5):453-7.
135. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. 1973. *J Prosthet Dent.* 2001(b); 86(5):458-64.
136. Glockner K, Glockner K, Haiderer B. Visual vs. Spectrophotometric Methods for Shade Selection. *Coll Antropol.* 2015 Sep;39(3):801-2.
137. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien, WJ.: Spectrophotometric Analysis of Color Differences Between Porcelain Systems. *J Prosthet Dent.* 1986; 56(1): 35-40.
138. Hekimoğlu C, Anıl N, Etikan I. Effect Of Accelerated Aging On The Color Stability of Cemented Porcelain Laminate Veneers. *Int J Prosthodont.* 2000; 13:29-33.
139. Johnston WM, Kao EC. Assessment of Appearance Match by Visual Observation and Clinical Colorimetry. *J Dent Res.* 1989; 68: 819-822.
140. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME. Double Layer Porcelain Veneers: Effect of Layering On Resulting Color. *J Prosthet Dent.* 2000; 84: 425-431.
141. Shadman N, Kandi SG, Ebrahimi SF, Shoul MA. The minimum thickness of a multilayer porcelain restoration required for masking severe tooth discoloration. *Dent Res J.* 2015; 12(6):562-8.
142. Schulze AK, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color Stability and Hardness In Dental Composites After Accelerated Aging. *Dent mater.* 2003; 19: 612- 619.
143. Razzoog ME, Lang BR, Russell MM, May KB. A Comparison of The Color Stability of Conventional And Titanium Dental Porcelain. *J Prosthet Dent.* 1994; 72: 453-456.
144. Van der Burgt TP, Bosch JJ, Borsboom PC, Plasschaert AJ. A new method for matching tooth colors with color standards. *J Dent Res.* 1985; 64(5):837-41.
145. Douglas RD. Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(5):464-70.

146. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(6):642-8.
147. Alkadi L, Ruse ND. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *J Prosthet Dent.* 2016 Apr 22. pii: S0022-3913(16)00150-5.
148. Jiang Y, Akkus A, Roperto R, Akkus O, Li B, Lang L, Teich S. Measurement of J-integral in CAD/CAM dental ceramics and composite resin by digital image correlation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 14:62:240-246.
149. Emslander A, Reise M, Eichberger M, Uhrenbacher J, Edelhoff D, Stawarczyk B. Impact of surface treatment of different reinforced glass-ceramic anterior crowns on load bearing capacity. *Dent Mater J.* 2015; 34(5):595-604.
150. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015; 114:587-593.
151. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015; 55:1-11.
152. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA, Korkmaz FM, Ulusoy KU, Bagis YH. How will surface treatments affect the translucency of porcelain laminate veneers? *J Adv Prosthodont.* 2014; 6(1):8-13.
153. Turgut S, Bagis B, Turkaslan SS, Bagis YH. Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: an in vitro study. *J Prosthodont.* 2014; 23(1):39-44.
154. Lopes GC, Frake M, Maia HP. Effect of finishing time and technique on marginal sealing ability of two composite restorative materials. *J. Prosthet Dent* 2002; 88: 32-6.
155. Roopa KB, Basappa N, Prabhakar AR, Raju OS, Lamba G. Effect of Whitening Dentifrice on Micro Hardness, Colour Stability and Surface Roughness of Aesthetic Restorative Materials. *J Clin Diagn Res.* 2016; 10(3):ZC06-11.
156. Ayaz EA, Bağış B, Turgut S. Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2015; 13(3):e280-6.
157. Bulucu B, Sevilmiş HH, İnan U. Kompozit Resinlerde Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerinin Su Emilimi Üzerine Etkileri. *Ondokuz Mayıs Univ Dis Hekim Fak Derg.* 2004; 5(2):75-79.

158. Camacho GB, Vinha D, Panzeri H, Nonaka T, Goncalves M. Surface roughness of a dental ceramic after polishing with different vehicles and diamond pastes. *Braz Dent J.* 2006; 17(3):191-194.
159. Bottino MC, Valandro LF, Kantorski KZ, Bressiani JC, Bottino MA. Polishing methods of an alumina-reinforced feldspar ceramic. *Braz Dent J.* 2006; 17(4):285-289.
160. Giordano RA, Cima M, Pober R. Effects of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(4):311–319.
161. Jager N, Feizer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent. Mater.* 2000; 16(6):381-388.
162. Alaçam A, Burgaz Y. Effect of various polishing techniques on restorative resin discoloration. *Ankara Univ Hekim Fak Derg.* 1989; 16(1):123-7
163. Bagis B, Tüzüner T, Turgut S, Korkmaz FM, Baygın Ö, Bagis YH. Effects of Protective Resin Coating on the Surface Roughness and Color Stability of Resin-Based Restorative Materials. *ScientificWorldJournal.* 2014; 832947.
164. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont.* 1996; 9(5):452-458.
165. Raimondo RL, Richardson JT, Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 1990; 64(5):553- 557.
166. Esquivel JF, Chai J, Wozniak W T. Color stability of low-fusing porcelains for titanium. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(5):479- 485.
167. 3M Espe, Dental Products Instructions for Use, 2015. www.solutions.3m.com.tr
168. Meisinger Materials Prep And Polish Guide, 2015. Available from: www.meisinger.de/index
169. Roulet-Mehrens T, Roulet JF. Smoke stain accumulation on restorative dental materials and hard tooth tissues after polishing with prophylaxis pastes. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1982; 92(5):487-96.
170. Working Instructions of VITA Enamic Glaze. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG Postfach 1338, Bad Säckingen ,Germany, 2014. Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com>

171. Cardash HS, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent.* 1993; 69(6):620-3.
172. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res.* 2005; 84(7):659-62.
173. Bagis B, Turgut S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *J Dent.* 2013; 41 Suppl 3:e24-30.
174. Turgut S, Bagis B. Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. *J Dent.* 2011; 39 Suppl 3:e57-64.
175. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2013; 109(3):179-86.
176. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent.* 2000; 28(3):163-177.
177. Gresnigt M. Clinical and laboratory evaluation of laminate veneers. University Library Groningen. 2011; 32(5):254-259.
178. Shetty N, Dandakeri S, Dandakeri S. Porcelain Veneers, A Smile Make Over: A Short Review. *J. Orofacial Res.* 2013; 3(3),186-190.
179. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adv Dent.* 2003; 6(1):65-76.
180. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation: a retrospective study. *J Periodontics Rest. Dent.* 2005; 25 (1):9-17.
181. Friedman, M. A 15-year review of porcelain veneer failure--a clinician's observations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995).* 1998; 19 (6), 625-628,630,632 passim; quiz 638.
182. Spink L. A Comparison of Absolute Translucency and Relative Translucency of Dental Ceramics. Master tezi, University of Connecticut School of Dental Medicine, Connecticut. 2009.
183. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2016; Feb;8(1):37-42.
184. Peixoto RT, Paulinelli VM, Sander HH, Lanzo MD, Cury LA, Poletto LT. Light Transmission Through Porcelain. *Dent Mater.* 2005; 23(11): 1363-68, 2007.

185. Fradeani M. Six Year Follow-up With Empress Veneers. *Int J Periodontics Rest Dent*, 18(3): 216-25, 1998.
186. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, Fraunhofer JA. Light Transmission Through All Ceramic Dental Materials: A Pilot Study: *J Prosthet Dent*. 2004; 91:441-6.
187. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all ceramic systems. *J Prosthet Dent*. 2006; 95:124-9.
188. Özarıslan MM, Büyükkaplan US, Barutcıgil C, Arslan M. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont*. 2016; 8:16-20.
189. De Souza F, Casemiro L, Garcia L, Cruvinel D. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent*. 2009; 101: 13-18.
190. Crispin BJ. *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques. Quintessence Pub Co, Inc, Tokyo, 1994.
191. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res*. 1989; 68:1755-1759.
192. Bovera M. All-ceramic material selection: how to choose in everyday practice. *Int J Esthet Dent*. 2016; 11(2):265-9.
193. Lee YK, Powers JM. Influence of background color on the color changes of resin composites after accelerated aging. *Am J Dent*. 2007; 20:27-30.
194. Stevenson B, Ibbetson R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: A literature review. *J Dent*. 2007; 38(5):361-8.
195. Volpato CA, Monteiro Jr S, de Andrada MC, Fredel MC, Petter CO. Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dent Mater*. 2009; 25:87-93.
196. Dagg H, O'Connell B, Claffey N, Byrne D, Gorman C. The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. *J Oral Rehabil*. 2004; 31:900-904.
197. Curd FM, Jasinevicius TR, Graves A, Cox V, Sadan A. Comparison of the shade matching ability of dental students using two light sources. *J Prosthet Dent*. 2006; 96:391-396.
198. Park JH, Lee YK, Lim BS. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *J Prosthet Dent*. 2006; 96:402-411.

199. Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res.* 2003; 17:55-60.
200. Yap AUJ, Wons ML, Lim ACY. The effect of polishing systems on microleakage of tooth-coloured restoratives Part 2: Composite and polyacid-modified composite resins. *J Oral Rehab.* 2000; 27: 205-10.
201. Lee YK, Powers JM. Color and optical properties of resin-based composites for bleached teeth after polymerization and accelerated aging. *Am J Dent* 14. 2001; 349-354.
202. Lee YK, Lu H, Powers JM. Optical properties of four esthetic restorative materials after accelerated aging. *Am J Dent.* 2006; 19: 155-158.
203. Lee YK, Lu H, Powers JM. Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. *Dent Mater.* 2006; 22: 653-660.
204. Zhang X, Zhang FM, Chen C, Xie HF. Effects of ultraviolet aging on color and translucency of composite resin cements. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2009; 27: 175-177.
205. Dong XD, Darvell BW. Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under hertzian indentation. *Dent Mater.* 2003; 19:542-51.
206. Saygılı G, Şahmalı S, Demirel F, Color stability of porcelain repair materials with accelerated aging. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 387-392.
207. Schulzea K, Marshalla S, Ganskyb S, Marshall G. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater.* 2003; 19: 612-619.
208. Bagis B, Tüzüner T, Turgut S, Korkmaz FM, Baygın Ö, Bağış YH. Effects of protective resin coating on the surface roughness and color stability of resin-based restorative materials. *Scientific World Journal.* 2014; 2014:832947.
209. Ertan A, Şahin E. Colour stability of low fusing porcelains: An in vitro study. *J Oral Rehabil.* 2004; 32: 358-361.
210. Heydecke G, Zhang F, Razzoog M.E, In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 551-7.
211. Mulay G, Dugal R, Buhranpurwala M. An evaluation of wear of human enamel opposed by ceramics of different surface finishes. *J Indian Prosthodont Soc.* 2015; 15(2):111-8.

212. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* 1989; 68:819-822.
213. Culpepper WD. A Comparative Study of Shade Matching Procedures. *J prosthet Dent.* 1970; 24:166-73.
214. Derand P, Vereby P. Wear of Low Fusing Dental Porcelains. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 460-463.
215. Brunton PA, Wilson NHF. Preparations For Porcelain Laminate Veneers In General Dental Practice. *Br Dent J.* 1998; 184(11):553-556..
216. Soares, CJ., Silva, NR., Fonseca, RB.: Influence of The Feldspathic Ceramic Thickness and Shade On The Microhardness of Dual Resin Cement. *Oper Dent.* 2006; 31(3):384-389.
217. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater J.* 2015; 34(6):881-7.
218. Al-Harbi FA, Ayad NM, ArRejaie AS, Bahgat HA, Baba NZ. Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairside CAD/CAM Material. *J Prosthodont.* 2015; doi: 10.1111/jopr.12408.
219. Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of surface roughness on mechanical properties of two computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic materials. *Oper Dent.* 2012; 37(6),617-624.
220. Pop-Ciutrla IS, Ducea D, Badea ME, Moldovan M, Cimpean SI, Ghinea R. Shade Correspondence, Color, and Translucency Differences between Human Dentine and a CAD/CAM Hybrid Ceramic System. *J Esthet Dent,* 2016; 28 Suppl 1:S46-55.
221. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* 2015; 113(6):534-40.
222. Gürel G. Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. 2014; 32,63-112.

ÖZGEÇMİŞ FORMU (FORM 12)

Ad:	Hamiyet
Soyad:	KILINÇ
Doğum Yeri:	Taşköprü/Kastamonu
Doğum Tarihi:	07.07.1985
Görev Yeri:	K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi
Yabancı Dil:	İngilizce
E-Posta Adresi	hamiyetonder@hotmail.com

Tarih	Eğitim
2003-2009	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (Dönem 3.'lüğü ödülü)
2012-	Karadeniz Teknik Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi A.D.
İş Tecrübesi	
2010-2012	Diş Hekimi (Lalapaşa Toplum Sağlığı Merkezi)
2012-	Araştırma Görevlisi (Karadeniz Teknik Üniversitesi)
Araştırmacı Olarak Katıldığı Bilimsel Faaliyetler ve Yayınlar	

<p>2013</p>	<p>Turgut S, Bağış B, Kılınç H, Bağış N. Türk Diş Hekimleri Birliği Dergisi-Bilimsel, 2013. Sayı:137(Ekim),72-76. “Bruksizm Vakalarında Dental İmplant Uygulamaları”</p>
<p>2014</p>	<p>Kilinc H, Ugur M, Turgut S, Korkmaz FM, Bagis B. European Prosthodontic Assosiation (EPA), September 25-27/10/2014, Istanbul, Turkey (Poster Sunumu). “Prosthetic Rehabilitation of Edentulous Space With The Natural Tooth and Fiber Reinforced Composite”</p>
<p>2015</p>	<p>Kilinc H, Turgut S, Bagis B, Ayaz EA. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği, 22. Uluslar arası Bilimsel Kongresi, 12-15/11/2015, Antalya/Türkiye. “Hassasiyet Giderici Diş Macunlarının Kompozit Rezin Materyallerin Renk Stabilitesi Üzerine Etkisinin İn-Vitro Olarak İncelenmesi”</p>
<p>2015</p>	<p>Tuzuner T, Turgut S, Ozen B, Kilinc H, Bagis B. Journal Of Clinical Pediatric Dentistry. Volume: 40 Issue: 2 Pages: 113-117 Published: SPR 2016. “Storing Tooth Segments for Optimal Esthetics”</p>

Hamiyet KILINÇ

Tarih:../../.....

İmza:

