



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**ORTODONTİK BONDİNG SONRASI FARKLI
CAD/CAM SERAMİK YÜZEYLERDE GLAZE
VEYA CİLA UYGULANMASININ RENK
STABİLİTESİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Mohammad Elham Rahmaty

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Burak GÜLNAR

TRABZON-2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**ORTODONTİK BONDİNG SONRASI FARKLI
CAD/CAM SERAMİK YÜZEYLERDE GLAZE
VEYA CİLA UYGULANMASININ RENK
STABİLİTESİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Mohammad Elham Rahmaty
ORCID: 0000-0002-6069-8303

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Burak GÜLNAR

TRABZON-2022

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak 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 kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

02.02.2022

Mohammad Elham Rahmaty

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili babam Abdul Hakim RAHMATY, sevgili annem Aysha RAHMATY ve sevgili ailemin tüm fertlerine ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalıőmam sũresince her zaman fedakarlıktan kaçınmayan, bilgi ve birikimlerini bana aktarmasından mutluluk duyduğum sevgili hocam ve tez danıőmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Burak GÜLNAR'a,

Asistanlığım sũresince üzerimde emeği geçen, bilgi ve tecrũbeleriyle bana yardımcı olan kıymetli hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Birol ÖZEL'e, Dr. Öğr. Üyesi Buket PALA MUTLU'ya, Dr. Öğr. Üyesi Barıő BAŐER'e, Dr. Öğr. Üyesi Nurver KARSLI'ya,

Hayatımın her dũneminde destekçim olan, emek ve fedakarlıklarının karőılıđını ödeyemeyeceğim sevgili annem Aysha, babam Abdul Hakim ve kardeőlerim Ahmad Masih, Elaha ve Maryam'a,

Sevgisini ve desteğini hiçbir zaman esirgeyemeyen, varlığıyla bana güç katan canım eőim ve hayat arkadaőım Meryem FOLAD RAHMATY'ya

sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Mohammad Elham RAHMATY

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
RESİMLER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xii
1. ÖZET	xiii
2. SUMMARY	xiv
3. GİRİŞ ve AMAÇ	1
4. GENEL BİLGİLER	3
4.1. Işık	3
4.1.1. Işık Kaynakları	4
4.1.2. Renk Modelleri ve Renk Farklılıkları	4
4.1.2.1. Munsell' Renk Düzeni Sistemi	5
4.1.2.2. Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (Commission Internationale d'Eclairage C.I.E) U.A.K. Renk Sistemi	5
4.1.2.2.1. C.I.E. L*a*b* Renk Farkı Denklemleri (ΔE_{ab} ve ΔE_{00})	7
4.1.2. İnsan Gözünün Renk Farklılıklarını Ayırt Etme Yeteneği	8
4.1.3.1. İnsan Gözünün Standart Aydınlatıcılar Kullanarak Renk Farklılıklarını Ayırt Etme Yeteneği	9
4.1.4. Dental Materyallerin Renk Ölçümü	10
4.1.4.1. Görsel Ölçüm	10
4.1.4.2. Cihaz ile Ölçüm	11
4.1.4.2.1. Spektrofotometre	12
4.1.4.2.2. Dijital Kameralar ve Görüntüleme Sistemleri	13

4.1.4.2.3. Spektrometre	14
4.1.4.2.4. Kolorimetre	14
4.2. Seramik ve Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	16
4.2.1. Dental CAD/CAM Restoratif Materyaller	17
4.2.2. Seramik yüzeyinin hazırlanması	18
4.2.2.1. Lazer ile Yüzey Pürüzlendirme	18
4.2.2.2. Kum Püskürtme ile Yüzey Pürüzlendirme/ Air Abrazyon	19
4.2.2.3. Mekanik Yüzey Pürüzlendirme	19
4.2.2.4. Asit ile Yüzey Pürüzlendirme	19
4.3. Seramik Restorasyonların Glaze Uygulaması	19
4.4. Seramik Restorasyonların Cila Uygulaması	20
4.5. Ortodontide Kullanılan Yapıştırma Reçineleri	20
4.5.1. Kompozit Reçineler	21
4.5.1.1. Kompozit Reçinelerin Sınıflandırılması	22
4.5.1.2. Kompozit Reçinelerin Sertleşmesi	22
5. GEREÇ ve YÖNTEM	24
5.1. Gereç	24
5.1.1. Seramik Örneklerin Hazırlanışı	24
5.1.2. Braketler	27
5.1.3. Asit ve Bağlayıcı Ajan	27
5.1.4. Yapıştırıcı Primer ve Yapıştırıcı Reçine	28
5.1.5. Işık Kaynağı	29
5.1.6. Polisaj Seti	30
5.1.6. Renk Ölçüm Cihazı	31
5.2. Yöntem	31
5.2.1. Örnek Yüzeylerinin Asitlenmesi	31
5.2.2. Örnek Yüzeylerine Bağlayıcı Ajan Uygulanması	31
5.2.3. Braketlerin Yapıştırılması	32
5.2.4. Braketlerin Koparılması ve Kompozit Kalıntılarının Temizlenmesi	32
5.2.5. Renk Ölçümü	32
5.2.6. İstatistiksel Değerlendirme	33

6. BULGULAR	34
6.1. Malzemelere Göre ΔE Renk Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	34
7. TARTIŞMA	42
7.1. Amaç, Gereç ve Yöntemin Tartışılması	42
7.2. Çalışmamızın Sonuçlarının Tartışılması	47
7.3. Çalışmamızın Kısıtlılıkları	54
8. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	54
9. KAYNAKLAR	56
10. ÖZGEÇMİŞ	66



TABLolar DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	O'Brien'ın Klinik Renk Eşleşmesi Tablosu	8
Tablo 2.	Çalışmada kullanılan CAD/CAM estetik seramik materyaller	26
Tablo 3.	Malzemelere Göre ΔE Renk Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	34
Tablo 4.	Malzemelere Göre İlk-Frez ΔE Ölçümlerinin	36
Tablo 5.	Malzemelere Göre ΔE İlk - Polisaj / ΔE İlk - Glaze Ölçümlerinin Dağılımı	37
Tablo 6.	Malzemelere Göre ΔE Frez - Polisaj / ΔE Frez - Glaze Ölçümlerinin Dağılımı	38
Tablo 7.	Grup 1 İçin Malzemelere Göre ΔE Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	39
Tablo 8.	Grup 2 için Malzemelere Göre ΔE Ölçümlerinin Dağılımı	40

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	Görünür Renk Spektrumu	3
Şekil 2.	Munsell'in Renk Sistemi	5
Şekil 3.	C.I.E'in Renk Sistemi	7
Şekil 4.	Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	16
Şekil 5.	Örneklerin Gruplara Dağılımı	24
Şekil 6.	Malzemelere Göre İlk-Frez ΔE Ölçümlerinin	36
Şekil 7.	Malzemelere Göre ΔE İlk - Polisaj / ΔE İlk - Glaze Ölçümlerinin Dağılımı	37
Şekil 8.	Malzemelere Göre ΔE Frez - Polisaj / ΔE Frez - Glaze Ölçümlerinin Dağılımı	38
Şekil 9.	Grup 1 İçin Malzemelere Göre ΔE Ölçümlerinin Dağılımı	40
Şekil 10.	Grup 2 için Malzemelere Göre ΔE Ölçümlerinin Dağılımı	41

RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 1.	Çalışmada kullanılan Micracut 125 kesme makinesi	25
Resim 2.	Çalışmada kullanılan CAD/CAM örnekler	26
Resim 3.	Çalışmada kullanılan braket	27
Resim 4.	Çalışmada kullanılan fosforik asit	27
Resim 5.	Çalışmada kullanılan primer	28
Resim 6.	Transbond™ XT Primer	28
Resim 7.	Transbond™ XT kompozit rezin	29
Resim 8.	Çalışmada kullanılan ışık kaynağı	29
Resim 9.	Örneklerin 24 saat boyunca etüvde bekletilmesi.	30
Resim 10.	Polisaj Seti	30

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

TÜBİTAK	Türkiye Bilimsel ve Teknik Araştırma Kurumu
KTÜ	Karadeniz Teknik Üniversitesi
A.S.P	Adrenal Spesifik Protein
vb.	Ve Benzeri
U.A.K	Uluslararası Aydınlatma Komisyonu
L*	CIE Lab Renk Sistemi, Parlaklık
a*	CIE Lab Renk Sistemi, Kırmızı-Yeşil koordinatı
b*	CIE Lab Renk Sistemi, Sarı-Mavi koordinatı
ΔE	CIE sistemindeki toplam renk farkı
LED	Light Emitting Diode
UV	Ultraviyole
rpm	dakikadaki devir sayısı

Simgeler

&	Ve
μm	Mikron
nm	Nanometre
mm	Milimetre
ml	Mililitre
n	Örnek Sayısı
p	Önem Düzeyi
sd	Serbestlik Derecesi
<	Küçüktür
>	Büyüktür

Ortodontik Bonding Sonrası Farklı CAD/CAM Seramik Yüzeylerde Glaze veya Cila Uygulanmasının Renk Stabilitesine Etkisinin Değerlendirilmesi

1. ÖZET

Bu çalışmanın amacı, CAD/CAM estetik seramik materyallerin, ortodontik tedavi sonrası meydana gelebilecek renk değişimlerinin in vitro olarak değerlendirilmesidir. Çalışmamızda zirkonya takviyeli lityum silikat seramik (VITA SUPRINITY® PC), feldspat seramik (VITABLOCKS® MARK II) ve lusit takviyeli feldspat seramik (GC LRF INITIAL® BLOCK) CAD/CAM seramiklerden 20şer adet olmak üzere toplamda 60 adet, 12 x 14 x 1.5 mm boyutunda örnek üretilmiştir. Örnekler 6 gruba ayrılmış (n=10) ve ortodontik uygulama sonrası her malzemenin birer grubuna yeniden glaze, diğer grubuna ise manuel cila uygulanmıştır. Renk ölçümleri kolorimetre cihazı ile imalat sonrası, braketler koparıldıktan ve karbid frez ile kompozit kalıntısının temizlenmesinden sonra ve yüzey işlemlerinden sonra ölçülmüştür. Gruplara göre ΔE değerlerinin karşılaştırılmasında iki grup arası karşılaştırmalarında Mann-Whitney U testi ve çoklu karşılaştırmalar için ise Kruskal-Wallis test ve Dunn-Bonferroni testleri kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre Vita Suprinity ortodontik uygulamalar sonrasında klinik olarak anlamlı derecede renk değişikliği göstermiştir. Vita Mark II ve GC LRF Initial Block daha düşük renk değişikliği göstermiştir. Tüm uygulamalar ayrı ayrı değerlendirildiğinde Vita Suprinity en yüksek, Vita Mark II ise en düşük renk değişikliği gösteren CAD/CAM seramiktir. Ayrıca CAD/CAM seramik markası, materyalin yapısı ve uygulanan yüzey işlemi (glaze veya polisaj) malzemelerin renk değişim derecesini etkilemektedir.

Anahtar Kelimeler: ortodontik braketler, hidroflorik asit, ortodontik bağlama, spektrofotometre, silan, seramik bitirme ve cilalama kiti

2. SUMMARY

The aim of this study is to evaluate the color changes that may occur after orthodontic treatment of CAD/CAM aesthetic ceramic materials in vitro. The CAD/CAM ceramics used in our study are zirconia-reinforced lithium silicate ceramic (VITA SUPRINITY® PC), twenty feldspar ceramics (VITABLOCS® MARK II) and twenty leucite-reinforced feldspar ceramics (GC LRF INITIAL® BLOCK). A total of 60 samples, 20 from each brand, were produced with the size of 12 x 14 x 1.5 mm. The samples were divided into 6 groups (n=10) and after the orthodontic application, glaze was applied to one group of each material and manual polish was applied to the other group. Color measurements were measured with a colorimeter device after the first production, after the brackets and the composite residue was removed with a carbide bur, and after the surface treatments. The Mann-Whitney U test was used for the comparison of ΔE values between groups, and the Kruskal-Wallis test and Dunn-Bonferroni tests were used for multiple comparisons. According to the results of the study, Vita Suprinity showed clinically significant color change after orthodontic applications. Vita Mark II and GC LRF Initial Block showed less color change. When all applications are evaluated separately, Vita Suprinity is the CAD/CAM ceramic with the highest color change and Vita Mark II with the least color change. In addition, the brand of CAD/CAM ceramic, the structure of the material and the applied surface treatment (glaze or polishing) affect the degree of color change of the materials.

Keywords: orthodontic brackets, hydrofluoric acid, orthodontic bonding, spectrophotometer, silane, ceramic finishing and polishing kit

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Dişlerin maloklüzyonu farklı yaş gruplarında yaygındır ve dentofasiyal gelişimi olumsuz etkileyebilir, orofasiyal fonksiyonda bozulmaya, hastanın ruh sağlığına ve yaşam kalitesine katkıda bulunabilir. Günümüzde ortodontik tedavilerin giderek yaygınlaşmasıyla, tedavi gören kitlenin yaş aralığı giderek yükselmektedir (1). Bu durumda, ortodontik tedavinin önemli bir kısmını oluşturan sabit tedavilerde braketler ve bantların seramik restorasyonların yüzeyine yeterli tutuculukla yapıştırılabilmesi ve sökülmeden sonra da bu restorasyonların tedavi öncesi estetik ve renk stabilitesinin sağlanması çok önemli olmaktadır.

Asitle pürüzlendirme tekniğini Buonocore 1955 yılında geliştirerek mine yüzeyine tutuculuk sağlayan restorasyonların uygulanmasını sağlamıştır (2). Ardından Newman, 1965 yılında asit ile mine yüzeyini pürüzlendirerek ve epoksi reçine kullanarak ortodontik braketleri doğrudan diş yüzeyine yapıştırmıştır (3). Zachrisson 1977’de, sabit ortodontik tedavi görmüş geniş bir hasta kitlesine sahip çalışmasını yayınlamış ve bu tarihten sonra da sabit ortodontik tedavi tekniği, braketler, arklar ve yapıştırıcı reçinelerin araştırma ve geliştirilmesiyle ilgili çalışmalar hızlanmıştır (4).

Ortodontik tedavinin potansiyel yan etkilerinden biri, asit ile pürüzlendirme sonrasında braket ve bantların yapıştırılıp tedavi bitiminde sökülmesi, mine ve seramik restorasyonların yüzeyinde deformasyonların ve optik değişikliklerin oluşmasıdır. Bizim çalışmamızın konusu ‘seramik restorasyonların renk değişikliği’ açısından baktığımızda oluşan renk değişikliğinin geriye alınması ve ortodontik tedavi öncesi seviyeye getirilmesi önem arz etmektedir (5, 6).

Seramik restorasyonun malzemesinin yanı sıra restorasyonun yeterli bir şekilde cilalanması ve bitirilmesi için gerekli protokolün bilinmesi, yenileme veya yeniden cilalama için gereken işçilikten ve zamandan tasarruf sağlayabilir. Bunu sağlamak için yüzeydeki reçine kalıntısı önce tungsten karbid frez ile temizlenir ve daha sonra seramik polisaj kiti ile parlatılır (7). Genel uygulamada, çıkarma ve yeniden glaze uygulamasının zorluğu nedeniyle, kuronlar yukarıda açıklandığı gibi intraoral olarak temizlenir ve parlatılır ve sonuçlar klinik olarak kabul edilebilir (8).

Bazı araştırmalar, yeniden glaze uygulamasının üstün sonuçlar vermesine rağmen (9), kronları çıkarmak ve yeniden takmak için çok fazla zaman almanın yanı sıra çok maliyetli

ve tehlikeli olabileceğini ve kronun kaybedilmesine ve hatta dayanak dişe zarar vermesine neden olabileceğini bildirmiştir (5, 10-12).

Yukarıda anlatılan devazvantajlarının yanında, ağız içi polisaj uygulaması kolay olması ve doktor tarafından koltuk başında uygulanabilmesi nedeniyle diş teknisyeni ve laboratuvar ihtiyacını ortadan kaldırarak zaman ve maliyet tasarrufu sağladığı için önem arz eden bir uygulama olarak karşımıza çıkmaktadır (9, 13, 14).

Çeşitli çalışmalar, kesme bağı kuvveti (6, 15, 16), yüzey pürüzlülüğü (17, 18), renk ve parlaklık değişiklikleri ve renk stabilitesi (17-20), çeşitli polisaj uygulamasının (18, 21) seramik restoratif materyaller üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir. Ancak ortodontik tedavi sonrası özellikle anterior bölgede önem arz eden farklı CAD/CAM seramik yüzeylerinin renk stabilitesi üzerine polisaj ve yeniden glaze uygulamasının etkilerini karşılaştıran bir çalışma ile karşılaşamadık.

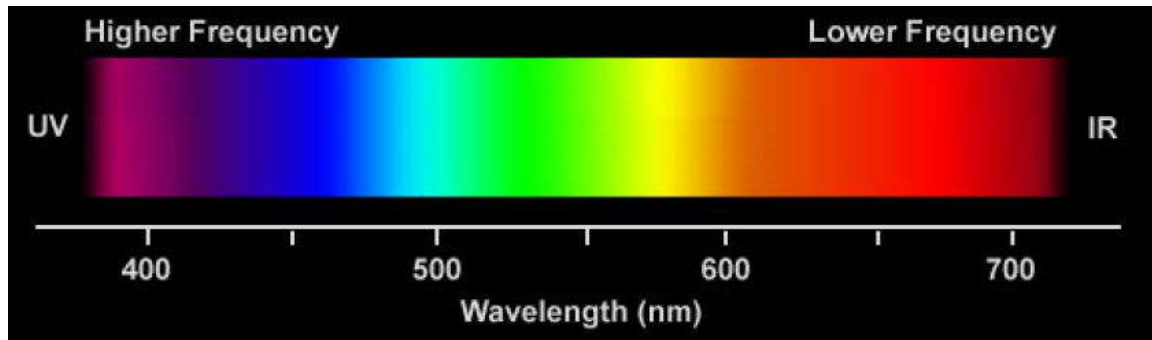
Bu çalışmanın amacı, ortodontik braket yapıştırma sonrası özellikle anterior bölgede kullanılan bazı estetik CAD/CAM seramik restorasyon materyallerinin in-vitro renk stabilitesini değerlendirmektir. Çalışmamızın sıfır hipotezi, yeniden glaze ve/veya polisaj uygulamasının değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmayacağı yönünde olacaktır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Işık

Görünür ışık, elektromanyetik (EM) spektrumun küçük bir parçasıdır. Tüm EM radyasyonu, foton adı verilen küçük enerji paketlerinden ve madde ile çeşitli şekillerde etkileşime giren enerji dalgalarından oluşur. Görünür ışık genellikle, birden fazla dalga boyundaki elektromanyetik radyasyondan oluşan polikromatik ışık şeklini alır; örneğin, bir görünür beyaz ışık demeti bir cam prizmadan geçirildiğinde, mordan kırmızıya değişen bir dizi renkli bant oluşmaktadır (22). Bu renkler ve dalga boyları Şekil 2.1'de gösterilmiştir.

İnsan gözünün tarafından renk algısı, göze giren ve gözün retinasındaki üç tip renk reseptörünü uyaran görünür ışığın spektrumunu içerir, bunlar da optik sinir yoluyla beyine iletilir ve orada algılanır (23-25). Gözdeki üç tip renk reseptörü göz önüne alındığında, bir gözlemcinin üç renk parametresiyle algılayacağı rengi belirlemek en yaygın olan yöntemdir (26). Diğer renk düzeni sistemleri rengi üç boyutlu olarak tanımlasa da, Munsell renk tonu, değer ve kroma gibi algısal olarak tek biçimli ve bağımsız boyutları ayırdı ve renkleri üç boyutlu uzayda sistematik olarak gösteren ilk kişiydi (27). Malzemeler için, aydınlatıcının, malzemenin ve gözlemcinin görelî yerleşimlerine bağlı olarak ışığın bir insan gözlemciye yansımaya veya iletilmesine izin veren, aydınlatıcı ve malzeme arasındaki etkileşimdir (28). Renk ölçüm cihazlarının ölçümlerinin üç renk parametresine dönüştürülmesi, Uluslararası Aydınlatma Komisyonu tarafından açıklanmaktadır (26, 29). Bu dönüştürme, (1) aydınlatıcıdan gelen ışığın spektrumu, (2) malzeme tarafından yansıtılan veya iletilen spektrum ve (3) insan gözlemcinin üç spektral gözlem özelliği hakkında bilgi gerektirir.



Şekil 1. Görünür Renk Spektrumu

4.1.1. Işık kaynakları

Nesnenin görüntülendiği ışık koşulları, rengi üzerinde etkili olacaktır. Saleski (30), renkli görüntüleme endüstrisindeki kişisel deneyimini kullanarak, dental ışık kaynağının dört özelliğe sahip olması gerektiğini belirtmiştir: 1. tüm renk içeriğini içermesi, 2. ortam ışığının üstesinden gelebilecek kadar yoğun olması ancak renklerin solgun hale gelecek kadar yoğun olmaması, 3. rengi doğru algılaması için göze rahat ve 4. günden güne, yerden yere veya mevsimden mevsime değişmeyecek şekilde standart olması gerektiğini bildirmiştir.

Araştırmaların sonuçları (31, 32), ışık kaynağının insan gözlemcilerin renk eşleştirme yetenekleri ve enstrümantal cihazlar tarafından kaydedilen renk koordinatları üzerinde bir etkisi olduğu sonucuna varmıştır. Diş ve seramik, gözlenen rengi etkileyecek çeşitli ışık kaynakları altında ve standart ortamda incelenmektedir.

4.1.2. Renk Modelleri ve Renk Farklılıkları

Renk ışık olmadan var olamaz. Gözlenen nesne, kendisine çarpan ışığı değiştirir ve ardından gözlemcinin gözleri veya bir ölçüm cihazı ışığın yansıyan kısmını yakalar. Işık, nesne, gözlemci değiştirilirse, nesnenin renginin algısı değişecektir.

İnsanın gözünün yaklaşık sekiz milyon rengi algılayabildiği düşünülmektedir. Renkleri bir düzene sokmak ve bireyler arasında belirli bir renk hakkında iletişimi sağlamak için kullanılan çok sayıda ölçek vardır. Bu ölçekler, onları oluşturan yazar veya komite tarafından algılandıkları şekliyle rengin farklı özelliklerini tanımlamak için kullanılır (33). Albert Munsell'in renk düzeni sistemi ve 1978'de C.I.E. tarafından önerilen model (Commission Internationale d'Eclairage [Uluslararası Aydınlatma Komisyonu]) diş hekimliği literatüründe en yaygın kullanılanlardır.

4.1.2.1. Munsell'in Renk Düzeni Sistemi

Albert Munsell, rengi üç niteliğe sahip olarak tanımlamıştır:

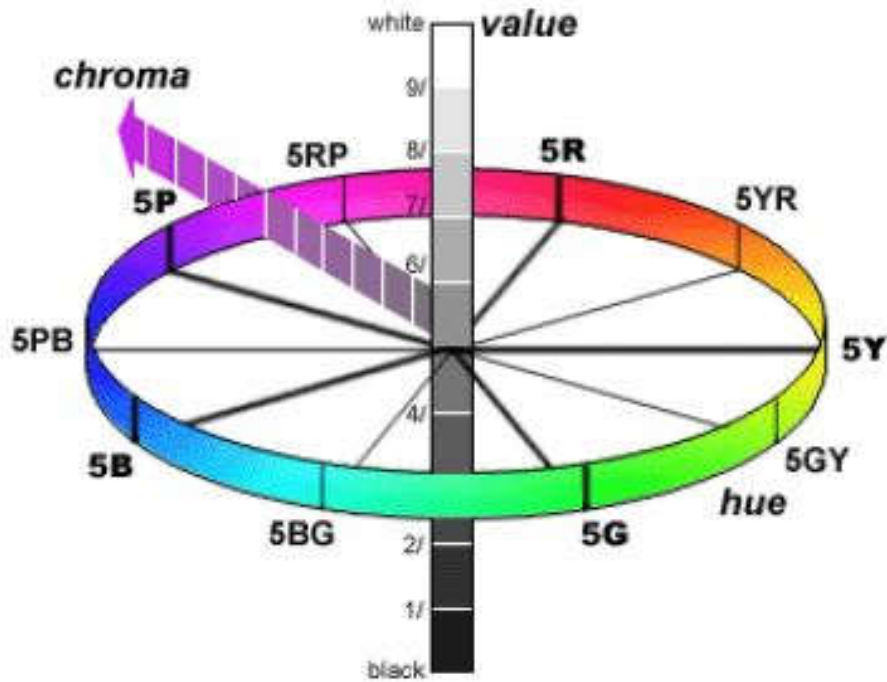
(a) Ton: Bir renk ailesini diğerinden, kırmızıdan sarıdan veya yeşilden maviden veya mordan ayırt etme özelliği.

(b) Değer: Açık rengi koyu renkten ayırt eden özellik.

(c) Chroma: Güçlü bir rengi zayıf bir renkten ayırt ettiğimiz renk özelliği.

Munsell Renk Sistemi 1915'te yayınlanmıştır. Herhangi bir rengin üç boyutlu Munsell renk uzayında bir nokta olarak tanımlanmasıyla eşit görsel algı adımlarına dayanıyordu. Sistemin öznitelikleri, sırasıyla algılanan renk tonu, renk ve açıklığa karşılık gelen Munsell Hue (H), Munsell Chroma (C) ve Munsell Value (V)'dir (Şekil 4.2).

Orijinal Munsell Renk Sistemi'nin iki büyük sorunu vardı: 1. renk uzayındaki konumlarına göre değişen renklerin algısal aralığı ve 2. renkler arasındaki nicel analiz, herhangi bir noktada yalnızca tek bir renk özelliğindeki (Değer, Kroma veya Ton) değişiklikleri tanımlayabilir (33).



Şekil 2. Munsell'in Renk Sistemi

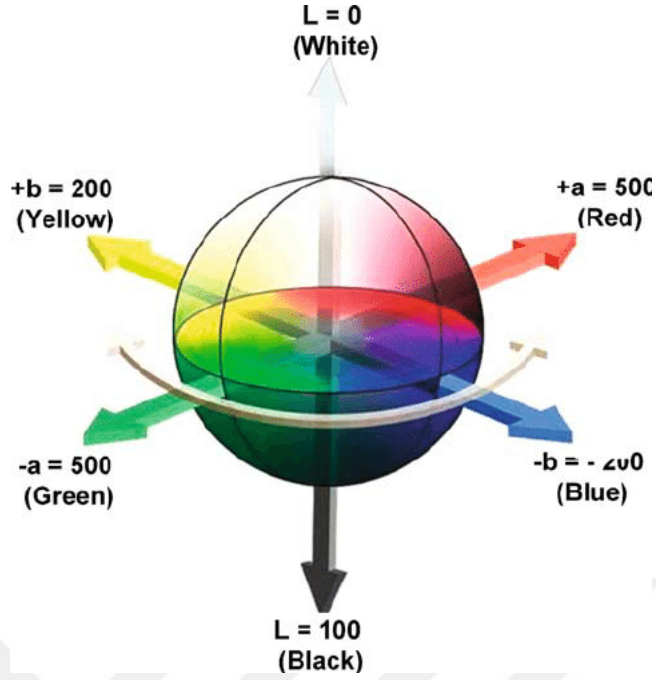
4.1.2.2. Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (Commission Internationale d'Eclairage C.I.E.) U.A.K. Renk Sistemi

Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (Commission Internationale d'Eclairage) (CIE) sistemi, renk ölçümleri için uluslararası standarttır. U.A.K renk özelliklerini 1931'de resmileştirdi. Bu sistem, kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç ana renge dayanmaktadır. Standart koşullar altında normal renk görüşüne sahip insanlar için bir dizi ortalama sonuç üreten renk eşleştirme deneylerinden ve spektral tepki eğrilerinden türetilmiştir. 1964 deney seti için kırk dokuz gözlemci kullanan bu deneylerin sonuçları, belirli bir ışık kaynağına ortalama insan renk reseptörü tepkisini tanımlayan sayısal veriler sağlamıştır (C.I.E. yayını S 014-1/ E:2006). 1931'de gözlemlenen sonuçlardan elde edilen orijinal veri seti, sadece 2°'lik bir görüş alanı kullandı. Ancak 1964'ten sonraki gözlemci değerleri seti, 10°'lik bir görüş alanı kullanmıştır. 10°'lik bir alan hem daha tutarlı hem de daha temsili olarak kabul edilmiştir. Bu deneylerde kullanılan ışık kaynakları, C.I.E.'nin standart lambalarından (A, B, C ve D) alınmıştır (33).

U.A.K. spesifikasyonu ve aydınlatıcılarla ilgili iki sorun vardı. Birinci sorun, endüstride kullanılan ışık kaynaklarının her zaman U.A.K. standart aydınlatıcılarıyla tam olarak eşleşmemesidir. İkinci sorun ise, gözlemcinin rengi, bir dizi ortalama sonuçtan elde edilen standart gözlemci ile tam olarak aynı şekilde algılamamasıdır. Bu, renk eşleşmesinin kalitesiyle ilgili olarak gözlemciler arasındaki gerçek fikir farklılıklarını açıklayabilir. Ancak en yaygın kullanılan sistemlerden biri olmaya devam etmektedir (7, 19, 20, 31).

U.A.K. bu spesifikasyonun asla sadece görünümdeki eşitliği öngörmek için renk görünümünü tanımlamasını amaçlamamıştır. Görünür şekilde tek biçimli bir görünüme ve renk farkı denklemlerine duyulan ihtiyaç, örneğin 1976 C.I.E. $L^*a^*b^*$ tek biçimli renk uzayı gibi diğer C.I.E. sistemlerinin üretimini tetikledi. Bu durum U.A.K. $L^*a^*b^*$ (ΔE_{ab}) ve C.I.E.DE2000 (ΔE_{00}) dahil olmak üzere 12 farklı renk farkı denkleminin hesaplanmasına izin vermiştir.

U.A.K. renk sisteminde 'L' eksenini, 0 (mükemmel siyah) ile 100 (mükemmel beyaz) arasında değişen değerlerle karanlık ve aydınlık koordinatını temsil eder. 'a' eksenini renk derecesi koordinatlarını temsil eder: yeşil, negatif koordinatları ve kırmızı pozitif koordinatları belirtir. 'b' eksenini de renk derecesi koordinatlarını temsil eder: sarı, pozitif koordinatları ve mavi negatif koordinatları belirtir (34).



Şekil 3. C.I.E.'in Renk Sistemi

4.1.2.2.1 C.I.E. $L^*a^*b^*$ Renk Farkı Denklemleri (ΔE_{ab} ve ΔE_{00})

ΔE_{ab} renk farkı denklemini içeren hesaplamalar yapılırken 1976 C.I.E. $L^*a^*b^*$ renk alanı kullanılmaktadır. Swift ve ark. (1994), diş hekimliği literatüründe renk alanında iki nokta arasındaki sayısal mesafeyi sağlayan matematiksel formülü hesaplamıştır (35). Ancak, renklerin görsel olarak ne kadar uzakta olduğunun bir göstergesi değildi. İki örneğin L^* , a^* ve b^* değerlerindeki renk farklılıkları parametre ile verilmiştir. ΔE_{ab} 'nin hesaplanmasında kullanılan denklem aşağıdaki gibidir:

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

U.A.K.'de denklemleri daha doğru hale getirmek için küçük iyileştirmeler yapılmıştır. 2000 yılında U.A.K. kendi renk uzayına sahip olmadığı için alışılmadık olan yeni bir renk farkı denklemi olan C.I.E.DE 2000'i (ΔE_{00}) 1976 C.I.E $L^*a^*b^*$ uzayını kullanarak benimsemiştir. ΔE_{ab} denklemi literatürde baskın olsa da günümüzde ΔE_{00} dental materyallerin değerlendirilmesinde daha sık kullanılmaktadır.

Literatür taramasının ardından, diş hekimliğinde özellikle de renk farklılıkları dental materyallerde ton veya kroma değişiklikleri içeriyorsa kullanım için şu anda en uygun renk farkı denkleminin C.I.E.DE 2000 denklemi olduğu sonucuna varılmıştır (17, 19, 33, 36, 37).

4.1.3. İnsan Gözünün Renk Farklılıklarını Ayırt Etme Yeteneği

Renk algısındaki insanlar arası farklılıklar nedeniyle, dişlerin görsel renk değerlendirmesi, bir spektrofotometre kullanımıyla iyileştirilebilecek bir yöntem veya standardizasyondan yoksundur. Doğal dişlerin spektrofotometrik renk analizi, insan renk değerlendirmesine kıyasla daha doğru ve daha tekrarlanabilir bulunmuştur (%26,6'ya kıyasla %83,3) (38). Diş rengi değişiminin değerlendirilmesi küçük alanlı bir kolorimetre ile yapıldığında ve C.I.E L* değeri için standart sapma 0.22 saptanmıştır (39). Bir kolorimetrenin doğruluğu üzerine yapılan bir çalışmada bu aletin dişlerin gölgesindeki kademeli değişimin nicel değerlendirmesi için bir araç olarak kullanılabileceği sonucuna varılmıştır (40). Bununla birlikte, porselen renk kılavuz dişlerini eşleştirmede yeni bir kolorimetrenin doğruluğunun görsel eşleştirmeden sadece biraz daha iyi olduğunu bildirilmiştir (kolorimetrede %50 ve görsel eşleştirmede %48) (41).

Keuhni ve Marcus 1979'da Toplumlar Arası Renk Konseyi'nin (ISCC) himayesinde yaptıkları çalışmada (42), insan gözlemcilerle göre bir birimlik bir ΔE_{ab} değerinin standart koşullar altında bakıldığında incelenen vakaların yarısında kabul edilebilir bir renk eşleşmesini temsil ettiğini belirtmiştir. Bu çalışma, renk farklılıklarını değerlendirirken birçok makale ve ders kitabında referans noktası olarak kullanılmıştır. Tekstil boyaları ve mat boyaların altmış üç gözlemci tarafından spektrofotometre ile yapılan ölçümlerle karşılaştırılarak değerlendirilmesinden hesaplanmıştır. Gözlemcilerin çoğu renk eşleştirme deneyimine sahipti. Spektrofotometre tarafından kaydedilen ölçümlerin tekrarlanabilirlik analizi, ölçümler arasında minimum renk farklılıkları göstermiştir (42). O'Brien'a göre klinik renk eşleşmesi aşağıdaki Tablo 1'de gösterildiği gibidir:

Tablo 1: O'Brien'ın Klinik Renk Eşleşmesi Tablosu

Renk Farkı (ΔE)	Klinik Renk Eşleşmesi
0	Mükemmel
0.5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3.5	Kabul edilebilir
>3.5	Uyumsuz

4.1.3.1. İnsan Gözünün Standart Aydınlatıcılar Kullanarak Renk Farklılıklarını Ayırt Etme Yeteneği

Seghi ve ark. (43) yaptıkları in-vitro çalışmada ağız ortamındaki $\Delta E > 2$ değerinin %100 fark edildiğini bildirmişlerdir. Johnstone ve Kao (44) yaptıkları in-vivo çalışmada, ağız ortamında bir eşleşme olarak değerlendirilen karşılaştırılan dişler arasında ortalama renk farkı bulmuştur. Abu-Obaid ve ark. (45) $\Delta E < 1$ olduğunda renkteki bir değişiklik insan gözü tarafından fark edilemeyebilir; $1.0 < \Delta E < 3.3$ olduğunda, değişikliği yalnızca uzman bir kişi fark edebilir ve bu aralıktaki değerler klinik olarak kabul edilebilir, $\Delta E > 3.3$ olduğunda, renk değişikliği kolayca tespit edilebilir ve klinik olarak kabul edilemez olarak bildirmişlerdir. (34, 45, 46).

Okubo ve ark. 1998'de yaptıkları çalışmada, gözlemcilerden iki haftalık bir süre boyunca, günün aynı saatinde, doğal ışık altında iki tam gölge kılavuzunu birbiriyle eşleştirmelerini istedi. Günün saatini standartlaştırmaya çalışmak faydalıdır, ancak gün ışığının kalitesi günden güne değiştiği ve bu nedenle bir standart olarak ideal olmadığını bilmekte fayda var. Sonuçlar, uyumsuzluk olarak kaydedilmek için yeterli olan 1.3 birimlik bir ortalama ΔE_{ab} değerini vermiştir (41).

Douglas ve Brewer 1998'de yaptıkları çalışmada Vita Shade A3.5'ten altmış metal-seramik kuron üretti. Renk koordinatları kaydedildikten sonra kronlar C.I.E. renk sistemindeki L^* , a^* ve b^* varyasyonuna göre üç grupta eşleştirildi. ΔE_{ab} değerleri, her bir çift seti arasında hesaplandı. Yirmi diş hekimi eşleştirme için bir D65 aydınlatma kabini kullandı. Bu gözlemciler herhangi bir renk görme kusuru için tarandı, ancak herhangi bir özel renk eşleştirme eğitimi verilmedi. Sonuçlar, renk koordinatlarına bağlı olarak kabul edilebilirliğin değiştiğini göstermiştir. Douglas ve Brewer ortalama 1.7 birim ΔE_{ab} değerleri kabul edilebilir olduğunu bildirmiş, kırmızı-değişen kronlar için 1.1 birim, sarı-değişen kronlar için 2.1 birim ve kronların renk eşleşmesinin algılanabilirliği için 0.4 birim ΔE_{ab} olduğunu bildirmiştir. Gözlemciler ($\Delta E_{ab} = 0.34$ birim) ve kolorimetre ($\Delta E_{ab} = 0.4$ birim) için tekrarlanabilirlik analizi yapılmıştır (47).

Ragain ve Johnston 2000 (48) yılında yaptıkları çalışmada kompozit reçinenin renk kabul limitlerini Keuhni ve Marcus (42) ile aynı formatta tanımlamaya çalışmıştır. 12 gözlemciden oluşan dört grup (diş hekimleri, diş hekimi yardımcıları, bilim adamları ve meslekten olmayan kişiler) altı adet 1,5 mm kalınlığında kompozit rezin dikinin standart bir

örnek eşleştirmeleri istendi. Tüm gözlemciler herhangi bir renk görme kusuru için tarandı ve testin protokolü ve yöntemleri konusunda eğitim verildi. Ortalama değişiklik değeri $\Delta E_{ab} = 2.72$ birim olarak belirlendi. Bu, gözlemcilerin %50'si tarafından disklerin eşleştigiine karar verilen değerdı. Algılanabilirlik için ortalama ΔE_{ab} 0,4 birim belirlenmiştir. Yine, denetçiler veya spektrofotometre için tekrarlanabilirlik analizi mevcut değildi.

İnsan faktörüne ek olarak, hesaplanan renk farklılıklarını ve dolayısıyla algılanabilirliğini veya kabul edilebilirliğini etkileyen birkaç faktör daha vardı: 1. gölgeye bağılı varyasyonlar, 2. örnek materyali, 3. kullanılan ışık kaynağı ve 4. cihaz tipi ve ölçüm kurulumu.

4.1.4. Dental Materyallerin Renk Ölçümü

Dental materyallerin rengini değerlendirmek için çok sayıda yöntem mevcuttur. Elektronik cihazlar, diş örneklerinin objektif ve nicel olarak değerlendirilmesine izin vermektedir. İnsan gözlemcilerin zaman içinde örneklerin rengini kaydetmede güvenilir olmadıkları (41, 49, 50) ve diş deneyimlerinden etkilendikleri gösterilmiştir (51, 52). İnsanların renk ölçümü sonuçları etkileyen renk görme eksiklikleri (53) ve gölge kılavuzu (51) olasılığı da vardır.

Seramik veya herhangi başka diş restorasyonu materyallinin için rengi seçerken veya değerlendirirken sübjektifliği ortadan kaldırdıkları için renk ölçüm cihazlarının birçok potansiyel avantajları vardır. Spektrofotometrik veya kolorimetrik ölçümlerin en önemli avantajları, bir dizi spektrumun temel bileşenlerini analiz etme yeteneğini ve bu ölçümleri çeşitli renk ölçümlerine dönüştürme yeteneğini içerir. Bir yansıma veya geçirgenlik spektrumunu çoklu kolorimetrik verilere dönüştürme yeteneği, çok fazla aydınlatmanın yayınlanması ve iki ana gözlemci özelliği ile kolaylaştırılır (28, 29). Ayrıca kolorimetrik ve spektrofotometrik cihazların nicel verileri kaydetme yetenekleri de büyük bir teorik avantajdır (26).

4.1.4.1. Görsel Ölçüm

Günümüzde klinik uygulamalarda görsel renk ölçümü en sık kullanılan yöntem olmasına rağmen yukarıda belirtilen sorunlardan dolayı güvenilir değildir ve tutarsız sonuçlar verebilir (36, 44). Munsell renk sistemi kullanılarak yapılan görsel renk ölçümü,

dişin standart bir renk skalası ile karşılaştırılması ile gerçekleştirilir (45). Vitapan Classical ve Vitapan 3D Master kliniklerde en yaygın kullanılan renk skalalarıdır (46). Ancak bu ölçüm çevresel ve gözlemciye bağlı faktörlerden etkilenir. Aydınlatma koşulları ile alakalı değişkenler, gözlemci kaynaklı deneyim, yaş ve göz yorgunluğu gibi etkenler yanlış renk seçimine neden olabilir. Ayrıca renk değişikliklerini incelemede yapılan değerlendirmelerde yeteri kadar hassas değildir. Bu nedenle daha objektif ve güvenilir ölçümler için renk ölçüm cihazları geliştirilmiştir (44).

4.1.4.2. Cihaz ile Ölçüm

Bu cihazlar genellikle, RGB veya C.I.E değerlerini görüntüleyen bir kişisel bilgisayara bağlı bir ölçüm probundan oluşur. Renk eşleştirme sistemleri, bunları diş hekimliğinde daha yaygın olarak kullanılan tanımlara dönüştürebilir. Bu cihazlar yansıyan ışık miktarını hesaplar ve malzemenin yüzeyini değerlendirerek yansıma değerlerini ölçer (33, 36). Bu teknolojik cihazların birçoğu C.I.E. Lab renk sistemini kullanmaktadır (54). Renk ölçümünün standart bir ışık kaynağı altında yapılması, ölçümlerin sayısal değerlerle ifade edilebilmesi, hızlı, tekrarlanabilir, objektif ve güvenilir olması en büyük avantajlarıdır (41). Ayrıca sayısal değerlerin renklenme şiddetini ölçmede daha kesin sonuçlar verdiği, spektrofotometre, kolorimetre gibi cihazlarla yapılan ölçümlerin oluşabilecek hataları elimine ettiği bildirilmiştir (55). Ölçümler tipik olarak görünür spektrum boyunca eşit aralıklı dalga boylarında (örneğin 5 nm aralıklarla) alınır, ancak bu üreticiler ve cihazlar arasında değişiklik göstermektedir.

Teorik olarak elektronik aletlerin ölçümlerinin insan kaynaklı ön yargılara veya görsel aparatla ilgili problemlere tabi olmamasını ve objektif olmasını içermektedir. Renk bu cihazlar tarafından kolayca ölçülebilir ve bu nedenle bir nesnenin renginin bireyler arasında iletilmesi daha kolaydır. Piyasadaki çeşitli spektrofotometre cihazlarının karşılaştırmaların yapıldığı bir standart üretmedeki zorluklar nedeniyle cihazların doğruluğunu tanımlamak zor olabilir (56, 57). Bununla birlikte, bu cihazlar, dişleri veya restorasyonları değerlendirirken genellikle en az insan gözlemciler kadar faydalı bulunmuştur (31, 56).

4.1.4.2.1. Spektrofotometre

Diş hekimliğinde spektrofotometreler genel renk eşleştirme ve için en doğru, kullanışlı ve esnek araçlar arasındadır. Görünür spektrum boyunca 1-25 nm aralıklarla bir nesnen yansıyan ışık enerjisi miktarını ölçerler (58). Bir spektrofotometre, bir optik radyasyon kaynağı, bir ışık dağıtma aracı, bir ölçüm için bir optik sistem, bir detektör ve elde edilen ışığı analiz edilebilecek bir sinyale dönüştürme aracı içerir. İnsan gözünün ayırt edemeyeceği renkleri bu sensörler sayesinde algılayabilirler. Spektrofotometreler uzun dönemde, tekrar edilebilen doğru ve ayrıntılı sonuçlar verebilmektedir (54, 59). İnsan gözüyle veya geleneksel tekniklerle yapılan gözlemlerle karşılaştırıldığında, spektrofotometrelerin doğrulukta %33 artış ve vakaların %93,3'ünde daha objektif bir eşleşme sunduğu bulunmuştur. Ancak karmaşık yapıları ve pahalı olmaları en büyük dezavantajlarıdır (60). Ayrıca diş dokusunun saydamlığı nedeniyle ve eğimli yüzeylerde hatalı sonuçlar verebilir (61).

Spektrofotometrelerin kullanımına ilişkin iyi belgelenmiş sınırlamalar vardır. Hem dental hem de endüstriyel makalelerde kavisli yüzeylere, küçük yüzey alanlarına, yarı saydamlığa ve çok renkli malzemelere sahip malzemeleri doğru bir şekilde kaydetmekte zorlandıkları kaydedilmiştir (31, 41). Ancak, literatürde bu ifadeleri destekleyecek kanıtlar çok azdı.

Seghi ve ark (62), renk ölçüm cihazlarında bulunan hataları sistematik bir şekilde şöyle ifade etmiştir:

1. Sistematik hatalar

- Hatalı kalibrasyon
- Hatalı cihaz dalga boyu ve bant genişliği
- Floresan
- Değişken ölçüm geometrileri

2. Rastgele hatalar

- Arka plan gürültüsü
- Enstrüman kayması
- Polarizasyon

- Örneğin hazırlanışı
- Örneğin sunumu

4.1.4.2.2. Dijital Kameralar ve Görüntüleme Sistemleri

Dijital fotoğrafçılık diş hekimliği pratiğinin artık vazgeçilmez bir parçasıdır (63, 64). Fotoğraflar hastaların portrelerini ve ağız boşluklarını gösterir, hastaları bilgilendirir ve eğitir, hastanın tedaviye kabulünü artırır, bilgi iletir, belge işlevi görür, renk seçimine yardımcı olur ve tedavi öncesi ve sonrası ağız içi koşulları karşılaştırır (65, 66). Bu bağlamda, bir sensor, bir ekran (LCD) ve bir mikroişlemci içeren bir dijital tek lensli refleks (DSLR) kamera, diş hekimliği pratiğinde temel bir ihtiyaçtır. Bu cihazlarla bir nesnenin tümünün veya bir noktasının renk ölçümünü yapılabilir ve istenilen nesnenin görüntüsü bilgisayara aktarılır (67). Görüntüye ait değerler bilgisayar programıyla C.I.E. Lab cinsinden sayısal olarak ifade edilir (66). Bu yöntemde kameranın tipi ve ayarları, ortamın aydınlatma koşulları gibi etkenler görüntü kalitesini etkilemektedir.

Dijital fotoğrafçılık için başka bir araç, kendi kendine hesaplama yeteneği, zenginleştirilmiş işlevsellikler, çoklu yazılım uygulamaları, kablosuz bağlantı/iletişim ve yüksek çözünürlüklü fotoğrafçılık avantajlarına sahip akıllı telefonların kullanılmasıdır (68). Akıllı telefonların yakalanan görüntüleri, gölge eşleştirme için renk referansları olarak kullanılabilir; ancak, dijital kameralar gibi, akıllı telefonlarla çekilen görüntülerin rengi, ortam aydınlatması ve cihaz ayarları (otomatik veya manuel), ışık sensörleri ve görüntü işleme gibi çeşitli unsurlardan etkilenebilir.

Dijital görüntülerin renk ölçümü/analizi için ClearMatch (Clarity Dental, Salt Lake City, UT), ShadeWave Diş Hekimi Lisansı (ShadeWave, Issaquah, WA), Color Scanner 2006 (Nuova Franco Suisse, Vigonza, İtalya), Adobe Photoshop (Adobe Inc., San Jose, CA), MATLAB (MathWorks, Natick, MA), EasyMatch QC (Hunter Associates Laboratory, Inc, Reston, VA), CT&A ve PatchTool (The BabelColor Company, Montreal, QC, Kanada), Color Data Software SpectraMagic NX/DX (Konica Minolta Sensing Americas, Inc, Ramsey, NJ) ve Color iMatch (X-Rite, Inc, Grand Rapids, MI) gibi çeşitli yazılım programları mevcuttur. Bunlar dental renk eşleştirme için de kullanılabilirler (65, 67-69).

4.1.4.2.3. Spektrometre

Spektrometre, bir ışık kaynağından yayılan ışığın hem dalga boyunu hem de yoğunluğunu ölçebilen bir ışık ölçüm aracıdır. Spektrometreler, ışığın dedektör dizilimine çarptığı konuma bağlı olarak dalga boyunu ayırt ederek tek bir kazanımla tüm spektrumun elde edilmesini sağlar. Bu cihazlar nesnelerin renk, doku, parlaklık ve görünüş gibi özelliklerini veren kimyasal yapısından kaynaklanan kendine özgü ışınım değerlerini ölçmektedir. Bu cihazlar görünür ışık spektrumunda 5, 10 veya 20 nm aralıklarında radyometrik enerjiyi ölçebilmektedir. Spektrometrelerin en önemli özelliği nesneye temas etmeden, gerçek görüş şartlarında renk ölçümü yapabilmesidir. Ancak cihazın kullanım hassasiyetinden dolayı farklı konumlandırıldığında ölçümlerde büyük sapmalar meydana gelebilir (54). Dalga boylarını kalibre etmek için bir CFL lambası kullanarak bir optik disk ızgarası ve temel bir web kamerası kullanarak temel bir optik spektrometre oluşturmak mümkündür (70). Fakat oluşturulan aletin eksikliklerini göz önünde bulundurmak gerekmektedir.

4.1.4.2.4. Kolorimetre

Kolorimetreler, tristimulus (kırmızı, yeşil ve mavi üç renkli ışığın miktarlarını veren değer) değerlerini ölçer ve insan gözüyle aynı hassasiyete veya renk eşleştirme işlevlerine göre filtrelenmiş üç sensor kullanarak bir nesneden yansıyan ışığı ölçer. Kolorimetreler standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak, rengi belirler ve nesnenin renk verilerini analiz ederler. Kolorimetrede üç ayrı veri tabanı (gingival, orta ve insizal üçlü) kullanılarak tam diş görüntüsü sağlanır. Bu cihazların çalışma prensibi test edilen örneğe belirli bir açıda ışık gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışığı analiz etmeye dayanır. Bu cihazlar C.I.E. Lab renk sistemine göre L^* , a^* , b^* değerlerini verirler (71, 72).

Bir kolorimetrenin birkaç benzersiz bileşen vardır (70):

Aydınlatıcı: Aydınlatıcı, nesneye tutarlı parlaklık yansıtmak için gün ışığı veya akkor ışık gibi belirli bir ışık kaynağını temsil eder. Bir kolorimetrede, bir aydınlatıcı sabittir.

Gözlemci: Standart gözlemci, renkleri analiz etmek için belirli bir görüş alanı sunar. Bir kolorimetre genellikle renk değerlendirmesi ve kalite kontrolü için uygun olan 2° Standart Gözlemci kullanır.

Tristimulus absorpsiyon filtresi: Absorpsiyon filtresi, örneğe uygulanacak belirli dalga boylarını izole eder.

İnsan gözü renkleri doğru bir şekilde ölçemese de kolorimetre ile bu nispeten basit bir iştir. Daha önce de gördüğümüz gibi, kolorimetreler, renkleri sözlü olarak tanımlamak için yaygın olarak kullanılan öznel ifadelerin aksine, renkleri uluslararası standartlara göre sayısal olarak ifade eder (71). Renkleri bu şekilde ifade ederek, herkesin hangi rengin ifade edildiğini anlamasını mümkün kılar. Ayrıca kişinin tek bir rengi algılaması, arka plana veya rengi aydınlatan ışık kaynağına bağlı olarak değişebilir. Kolorimetreler insan gözününkine karşılık gelen hassasiyetlere sahiptir, ancak her zaman aynı ışık kaynağı ve aydınlatma yöntemini kullanarak ölçüm yaptıkları için, gündüz veya gece, iç veya dış mekanlarda ölçüm koşulları aynı olacaktır.

Bununla birlikte, kolorimetrelerin yetenekleri sınırlıdır. Metamerizme karşı kör olduklarından (bir aydınlatma koşulunda iki renk uyuştığında ortaya çıkan ancak ışık değiştiğinde olmayan yaygın bir fenomen), tüm üretim uygulamaları, özellikle formülasyon için ideal değildirler. Ayrıca spektral yansımayı kaydetmez ve spektrofotometrelerden daha az doğru olabilir (filtrelerin eskimesi ayrıca doğruluğu etkileyebilir) (73, 74).

Piyasada ShadeStar (DeguDent GmbH) Minolta Chromascop (Minolta corp, Osaka, Japonya), ShadeScan (CynovadInc, Montreal, Kanada), Shade Vision (X-Rite Neu-Isenburg, Almanya), ShadeEye NCC (Shofu Inc, Kyoto, Japan) gibi çeşitli markalardan cihazlar bulunmaktadır. 1980'li yılların başlarında geliştirilen 'Chromascan' (Sterdent, Stamford, Conn) ilk üretilen kolorimetre cihazıdır. Ancak yetersiz hassasiyeti ve kullanımındaki zorluklarından dolayı çok başarılı olamamıştır (54).

ShadeEye NCC (Shofu Inc, Kyoto, Japan) ikinci nesil olarak üretilen dental kolorimetre cihazlarından biridir. Bir dişin veya dental malzemenin kesin rengini belirlemek için tasarlanmıştır. Işığın yansımaları ve dağılması gibi sorunları ortadan kaldırmak için rengi ölçülecek nesnenin tipinin seçilebildiği ayarları içerir. Bu cihaz optik ışık kaynağı olarak zenon lamba, optik sensor olarak üç bileşenli bir silikon fotosel içermektedir. Yerleşik sensörü ve zenon ışık kaynağı ile çevresel aydınlatma, dekor, oral dokular ve makyajın etkilerini tamamen ortadan kaldırır. Kolorimetrenin probu rengi ölçülecek yüzeye temas ettirilir, titreşimli zenon flaşı ile aydınlatma yaparak renk ölçümü yapılır. Tamamen taşınabilir olan bu cihazda ölçüm sonuçları ekranda görüntülenirken, kızılötesi yoluyla arabirime aktarılan sonuçların basılı bir kopyasına anında erişmemize olanak tanır. Yazılımı

sayesinde bilgisayara bağlanabilir ve bu sayede hasta verilerinin ve ölçümlerinin depolanmasına ve tekrar görüntülenmesine izin verir.

4.2. Seramik ve Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental endüstrisindeki teknolojik gelişmeler, özellikle seramik materyaller alanında, tam seramik materyallerden oluşan metal içermeyen restorasyonların üretimini mümkün kılmıştır (75).

Metal destekli porselenlere göre seramik malzemeler, uygun optik özellikler (yarı saydamlık ve şeffaflık), doğal diş rengi ve ton stabilitesi, biyoyumluluk, kimyasal inertlik ve düşük termal iletkenlik, yüksek eğilme mukavemeti ve kırılma tokluğu gibi optimum mekanik özellikler gibi niteliksel gelişmeler yanı sıra aşınma direnci ve düşük aşındırıcı özelliği ve mükemmel estetik görünüm, nedeniyle birçok avantaj sağlamıştır (76).

Tam seramik malzemeler, kaplamalar, inleyler, onleyler, kuronlar ve postlar gibi her türlü tek diş restorasyonlarının üretiminde kullanılabilir (77). Lityum disilikat seramik, 3 üniteli köprülerin üretimi için kullanılabilir (ön ve premolar bölgede), çok üniteli köprüler ise sadece stabilize zirkon ile yapılabilir. İçi rezin matriks olan seramik malzemeler, özellikle yüksek çigneme basıncının olduğu bölgelerde implant üstü kuron üretimi veya diş restorasyonları için uygundur (78, 79).

Diş hekimliğinde seramikler sürekli geliştiği ve değiştiği için sınıflandırmaları da zorlaşmaktadır.



Şekil 4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

En son sınıflandırma sistemine göre (80) kimyasal bileşimlerinde bulunan faz/fazlara bağlı olarak, tam seramik ve seramik benzeri restoratif malzemeler üç gruba ayrılabilir: (1) cam matriksli seramikler, (2) polikristal seramikler ve (3) rezin matriksli seramikler. Malzemelerin kimyasal bileşiminde bulunan farklı fazlar, daha güçlü rezin-seramik bağı elde etmek için asitleme sırasında seramik malzemenin aside duyarlılığını etkiler (81). Başlıca seramikler:

- Cam Seramikler
- Alumina esaslı Seramikler
- Lithium disilicate Seramikler
- Zirkon ile güçlendirilmiş Lithium disilicate Seramikler
- Zirkonia
- Feldspatik Seramikler
- Lusit ile Güçlendirilmiş Seramikler
- Fluorapatite Cam Seramikler
- Polikristalin Seramikler
- Rezin Matriks Seramikler

4.2.1. Dental CAD/CAM Restoratif Materyaller

Geliştirilmiş materyallerin kullanıma sunulmasıyla birlikte dental CAD/CAM uygulamaları anterior veya posterior bölgede endikasyonlara ve hemen hemen her tür restorasyona doğru ilerlemiştir. Piyasada çok sayıda hasta başı CAD/CAM sistemleri mevcuttur (82). Ağız içi tarayıcılar, daha sezgisel tasarım yazılım yüzeyleleriyle önemli ölçüde daha iyi, daha hızlı ve daha küçük hale gelmiştir. Frezeleme veya artan 3 boyutlu yazıcı seçenekleri gibi hızlı prototipleme ile ekran tasarımı ve bilgisayar destekli üretim ile bu sanal ortam, herhangi bir fiziksel model olmadan çeşitli restorasyonların üretilmesine izin vermektedir. Dental CAD/CAM için mevcut malzemeler artık daha yüksek kalite, kullanımı kolaylığı ve geliştirilmiş estetik gibi özellikler sunmaktadır. Yeni malzemeler, Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAM) teknolojisi ile diş hekimliği alanındaki gelişmeler diş hekimliğini ileri ve üst seviyelere taşımıştır. Seramik, implantlar,

sabit bölümlü protezler, inleyler/onleyler, kaplamalar ve tüm seramik kronlar için diş restorasyonlarında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (83, 84). Günümüzde piyasada birçok üreticinin CAD/CAM sisteminde çok çeşitli seramik malzeme seçenekleri mevcuttur.

4.2.2. Seramik yüzeyinin hazırlanması

Braketler ve diğer ataşmanların ortodontik tedavi boyunca diş veya restorasyon yüzeyine bağlı kalması gerekmektedir. Bu amaçla braketlerin yapıştırılmasından önce diş veya restorasyon yüzeyinin hazırlanması önem arz etmektedir. Seramik restorasyonların yüzeyi rezin penetrasyonuna müsait olmadığından, bağlanma mukavemetini arttırmak için lazer ışınlanması, kuşlama (air abrazyon/sandblasting), asit ile pürüzlendirme ve mekanik pürüzlendirme gibi çeşitli yüzey pürüzlendirme yöntemleri önerilmiştir (85-92). Grewal Bach ve arkadaşlarına göre (89) 4 saniye boyunca 2.5 bar basınçta air abrazyon ardından %9.6 hidroflorik asit ile 60 saniye pürüzlendirme ve birleştirme ajanı silan uygulamasıyla en yüksek SBS değeri elde edilmektedir. Yine %9.6 hidroflorik asit ile 60 saniye pürüzlendirme, 30 saniye su ile yıkama ve kurutma ve birleştirme ajanı silan uygulaması (93-96) yeterli sonuç vererek air abrazyon ihtiyacını ortadan kaldırmış ve bu uygulama altın standart haline gelmiştir.(89)

4.2.1.1. Lazer ile Yüzey Pürüzlendirme

Ortodontik uygulamada lazerler, diş hareketinin hızlandırılması, kemiğin yeniden şekillenmesi, bonding öncesi mine veya seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi, seramik braketlerin koparılması ve ortodontik kuvvet sonrası ağrının azaltılması, mine demineralizasyonunun veya yumuşak doku modellemesinin önlenmesi gibi yaygın uygulamaya sahiptir (97-99).

Yapılan çalışmalarda seramik yüzey pürüzlendirilmesinde genellikle CO₂, Nd:YAG ve Er:YAG lazerler kullanılmıştır (90, 100, 101). Femtosecond lazer, kuşlama veya asit uygulaması ile klasik yüzey hazırlığına iyi bir alternatiftir (102). Nd:Yag lazer, seramiklerin yüzey hazırlığı için farklı Er:Yag lazer türlerine göre daha uygundur. Farklı güçler farklı sonuçlar elde edebilir, ancak lazer kullanımı için altın standart bulunamamıştır. Lazer kullanımı, hidroflorik asit ile aynı beklenen sonuçları sağlamaz. Bazı benzer çalışmaların zit sonuçları var (102).

4.2.1.2. Kum Püskürtme ile Yüzey Pürüzlendirme/ Air Abrazyon

Mikro aşındırma veya air abrazyon (sandblasting); diş minesi, seramik veya porselen yüzeyinde aşındırma oluşturmak için genellikle 50 µm boyutunda alüminyum oksit parçacıklarının yüksek hava basıncıyla püskürtüldüğü/kullanıldığı bir tekniktir (103). Ağız içinde mine yüzeyini air abrazyon ile aşındırma sırasında fırlatılan tozun toplanması için rubber dam izolasyonu ve cerrahi tipi tükürük emici kullanılır. Alüminyum oksitte alerjisi olan bireylerde toz olarak silisyum karbür kullanılabilir (104). Ayrıca kum püskürtme, yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı gibi yüzeye zarar vermektedir (105).

4.2.1.3. Mekanik Yüzey Pürüzlendirme

Klinikte seramik yüzeyi elmas disk veya taşlarla veya ince frezlerle pürüzlendirilerek bağlanma gücü artırılabilir (106). Ancak bu yöntemle ortodontik tedavi süresinin tamamı için yeterli tutuculuk elde edilememektedir. Ek olarak asit ile pürüzlendirme veya silan gibi bağlama ajanı kullanmak gerekir. Taşlama nedeniyle restorasyonun kırılmasına neden olabilecek seramik yüzeyde mikro çatlaklar oluşabilir.

4.2.1.4. Asit ile Yüzey Pürüzlendirme

Cam veya silika bazlı dental seramiklerin asitle aşındırılması ilk olarak 1983 yılında Simonsen ve Calamia tarafından öne sürülmüştür (107). Asitler kimyasal ajanları temsil etseler de bir kimyasal ajan grubuna değil, mekanik değişiklik oluşturan ajanlar grubuna dahil edilirler, çünkü seramik yüzeyinde mekanik tipte değişikliklere neden olurlar. Ortodontik uygulamalarda asit ile pürüzlendirmede genellikle amonyum hidrojen diflorürdür %37'lik fosforik asit, %4'lük asitleştirilmiş fosfat florür (APF) jel, %4 veya %9'lük hidroflorik asit (HF), amonyum hidrojen diflorür ve potasium hidrojen diflorür kullanılmaktadır (5, 75, 108, 109). İstenen bağlanma kuvveti elde etmek için asit ile pürüzlendirmeye ek olarak silan gibi bağlayıcı ajan kullanılması önerilmektedir (89).

4.3. Seramik Restorasyonların Glaze Uygulaması

Seramik diş restorasyonlarının uzun süre hizmet verebilmesi için yüzey glaze uygulaması ve polisaj çok önemlidir. Glaze ve polisaj uygulaması, restorasyonların laboratuvar ortamında işlenmesi sırasında genellikle son adımdır. Dental seramik

restorasyonların uzun ömürlü olmasına ek olarak, bu işlem estetik açıdan hoş bir restoratif ürünün ortaya çıkmasını sağlar.

Glaze uygulaması, seramik materyali sintirleme sıcaklıklarına yakın fırınlama döngüsünden oluşur (110). Literatür, seramik materyalin yüzeyinde plak birikimini ve bakteri bileşenlerinin oluşumunu azalttığı için glaze uygulaması biyolojik açıdan da çok önemli olduğunu göstermektedir (111). Ayrıca, dental materyal yüzeylerinin pürüzsüzlüğü ve ıslanması, bakteri plağı tutulmasını en aza indirmenin anahtarıdır (112).

4.4. Seramik Restorasyonların Cila Uygulaması

Diş hekimliğinde metal, seramik veya akrilik gibi tüm restoratif materyaller düşük devirli döner aletlerle cilalanmaktadır. Bu yöntem en uzun ve en eski klinik çalışmalarla desteklenen tartışmalı bir yöntemdir. Herhangi bir malzemeyi CAD/CAM Suprinity olsun veya soğuk akrilikten yapılan geçici kron, cilalarken temel ilkeler çoğunlukla aynıdır (113).

Polisaj, genellikle üç aşamalı, sırasıyla sert, orta ve yumuşak olmak üzere üç farklı kum veya kabalıkta çeşitli polisaj frezlerinin sıralı kullanımıyla uygulanmaktadır. En sert ve en kaba frez yüzeyi düzleştirmek ve kaba kalıntıları gidermek için kullanılır. Orta ve yumuşak parlaticılar, istenen bitiş elde edilene kadar bunu daha da iyileştirir. Bu parlaticıları doğru sırayla kullanmak çok önemlidir, çünkü daha yumuşak olandan sonra orta parlaticı kullanmak daha pürüzsüz yüzeyi pürüzlendirir. Polisaj ayrıca klinikte de hekim tarafından intraoral olarak polisaj frezleriyle uygulanabilir.

4.5. Ortodontide Kullanılan Yapıştırma Reçineleri

Ortodontide direkt yapıştırma tekniğine Orange, New Jersey'de bir ortodontist olan Dr George Newman ve Japonya'daki Tokyo Tıp ve Diş Hekimliği Üniversitesi'nde Ortodonti Bölüm Başkanı Profesör Fujio Miura'nın ortodontik braketlerin mineye yapıştırılmasıyla öncülük etmişlerdir. Tesadüfen, ikisi de deneylerine 1960'ların ortalarında başlamıştır. Farklı kıtalarda yaşıyorlarsa da her ikisi çiğneme ve ark teli stresi sırasında okluzyon kuvvetlerine dayanmak için yeterli güçle plastik braketleri doğrudan mineye bağlayacak bir yapıştırıcının geliştirilmesi tutkusu ve vizyonuna sahiptiler. 1980'li yıllarda görünür ışık ile sertleşen kompozit reçinelerin diş hekimliğine tanıtılmasıyla ortodontide direkt yapıştırma tekniği hızla gelişmiştir. Ortodontik ataşmanların tutuculuğunu geliştirmek, bunun mine veya restorasyon yüzeyi ile en ideal şekilde bağlanmasını sağlamak için cam iyonomer simanlar,

rezin modifiye cam iyonmer simanlar ve kompozit rezinler gibi çeşitli yapıştırıcılar geliştirilmiştir (114, 115).

4.5.1. Kompozit Reçineler

Rezin bazlı kompozitlerin öncüsü, özellikle polimetil metakrilat (PMMA), diş hekimliği mesleğine 1936'da Vernonite olarak tanıtıldı ve inleyler, kronlar ve sabit bölümlü protezler için kullanılan akrilik reçinelerdi (116).

Dental kompozit rezin, diş yapısının çürümüş bir kısmını değiştirmek için kullanılan diş renginde bir restoratif malzemedir (117). Tipik kompozit rezin, bisfenol A-glisidil metakrilat gibi resin bazlı bir matriksten ve silika gibi inorganik dolgu maddesinden oluşur ve giderek kullanımı ve gelişimi giderek artan bu materyal 1962 yılında Dr. Rafael Bowen tarafından geliştirilmiştir (118).

Günümüzde resin esaslı materyaller; organik matriks, inorganik doldurucular ve ara fazdan oluşmaktadır (119). Bu üç ana bileşenin yanında kompozit reçinelerin yapısında; başlatıcılar, aktivatörler, polimerizasyon inhibitörleri, ultraviyole stabilizatörleri ve pigmentler de bulunmaktadır (120). Dolgu, kompozitte geliştirilmiş mekanik özellik, aşınma direnci ve yarı saydamlık verir.

Kompozit reçinenin organik matriksi aromatik ya da üretan diakrilat oligomerden oluşur. Dimetakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glükol dimetakrilattır(TEGDMA) en yaygın kullanılan oligomerlerdir. Oligomerler viskoz sıvılardır ve dilüe monomerle viskozitesi azaltılabilir (121). Bisfenol-A ile glisidil metakrilatın reaksiyonu sonucu oluşan Bis-GMA çift fonksiyonlu bir üründür. Daha sonra üretilen üretan dimetakrilat (UDMA), Bis-GMA'ya yapı olarak benzer olup farklı olarak, Bisfenol-A'ya ait iskeletin yerini bir izosiyonat grubu almıştır. Daha düşük viskoziteye sahip ve alifatik bir monomer olan trietilen glükol dimetakrilat (TEGDMA), Bis-GMA ve UDMA'yı çok viskoz oldukları için dilüe eder. Bis-GMA ve UDMA piyasadaki bir çok resin esaslı dolgu materyallerinin matriksini oluşturmaktadır (119, 120).

Bor silikat, kuartz, hidroksiapatit, cam partikülleri, alüminyum ve lityum silikat gibi inorganik doldurucular kompozit reçinelerin inorganik matriksini oluşturmaktadır. Kompozit reçinelere farklı boyut, şekil ve çeşitte inorganik doldurucular polimer matriksin

fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek, kıvam kazandırarak reçinenin polimerizasyon öncesi şekillendirilebilmesine olanak sağlamak ve polimerizasyon büzülmesi miktarını azaltmak amacıyla ilave edilmektedir. Ayrıca inorganik doldurucular kompozit reçinelere basınca karşı dayanıklılık, sertlik, elastik modül, termal genişleme katsayısı, estetik özellikler, polimerizasyon büzülmesinin azaltılması ve viskozitenin ayarlanması gibi özellikler katmaktadır (120). Kompozit reçinenin yapısındaki doldurucu miktarının artması, reçinenin fiziksel özelliklerini geliştirip olumlu etkiler sağlar (122). Kompozit reçinelerin sınıflandırılması da bu inorganik doldurucuların partikül büyüklüğü, şekli ve dağılımına göre yapılmaktadır (121, 123).

4.5.1.1. Kompozit Reçinelerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler genellikle inorganik dolgu partiküllerinin ortalama boyutuna veya dolgunun hacim yüzdesine göre sınıflandırılır (124, 125). İlk sınıflandırma sistemi, dolgu partiküllerinin ortalama boyutuna, üretim tekniklerine ve dolgu maddesinin kimyasal bileşimine dayanıyordu (126).

Dolgu tipine göre kompozit reçinelerin sınıflandırılması, 1983 yılında Lutz & Philips (126) tarafından geliştirilen sistem en yaygın kabul gören sistem olmaya devam etse de, kompozit rezinler geliştirildikçe ve mevcut malzemeler rafine edildikçe çok çeşitli sınıflandırmalar ve alt sınıflandırmalar ortaya çıkmıştır. Genel olarak kompozit rezinler: Geleneksel kompozit reçineler

- Küçük parçacıklı kompozit reçineler
- Mikro dolgulu kompozit reçineler
- Hibrit kompozit reçineler
- Fiber takviyeli kompozit reçineler olarak sınıflandırılır (126).

4.5.1.2. Kompozit Reçinelerin Sertleşmesi

Kompozit rezinler kimyasal olarak, ışıkla ya da her iki yöntemle sertleşirler ve hepsinde başlatıcı ve hızlandırıcılar vardır. Işıkla sertleşen kompozitlerde genellikle kamforokinon adı verilen mavi ışığı absorbe eden foto-başlatıcı vardır. Hızlandırıcı olarak ise karbon bağları olan organik amin içermektedir. Kimyasal sertleşenlerde ise organik aminle organik peroksit reaksiyonu başlatıcıdır (121).

Kompozit reçinenin içeriğinde bunlar dışında yaygın olarak butylated hidroksi toluen (BHT) benzeri durdurucular da vardır, bunlar reçinenin raf ömrünü uzattığı gibi çalışma zamanını da uygun hale getirmektedir.

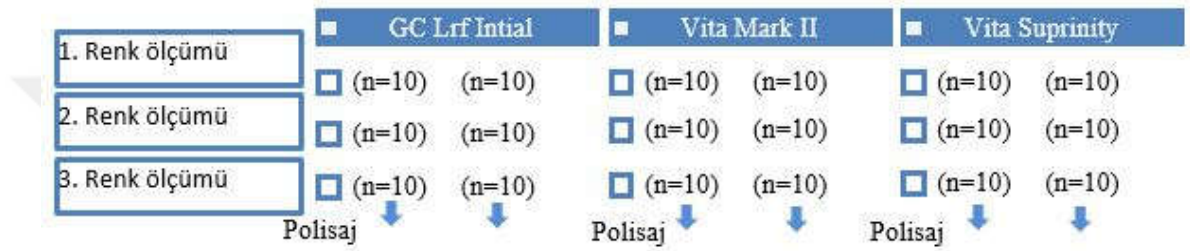
Kompozit reçinenin içeriğinde bunlar dışında yaygın olarak butylated hidroksi toluen (BHT) benzeri durdurucular da vardır, bunlar reçinenin raf ömrünü uzattığı gibi çalışma zamanını da uygun hale getirmektedir. Bunlar monomerin kendiliğinden polimerizasyonunu önlemek ya da en aza indirmek amacıyla eklenmektedir. Durdurucuların serbest radikallerle reaksiyon kabiliyeti vardır. Örneğın kompozit oda ışığına maruz kaldığında serbest radikaller monomerlerle reaksiyona girmeden durdurucuyla reaksiyona girer, bu sayede polimerizasyon başlamadan durdurulmuş olur. Durdurucular bittiğinde polimerizasyon başlar (121, 123).

Ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak amin renklenmesi dediğimiz kahverengi renklenmeye sebep olan ve polimerizasyon sonrası reaksiyona girmeyen artık yapılar kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde mevcuttur. Bu renklenmeyi önlemek, değişiklikleri engellemek ve kompozitin renk stabilitesini sağlamak için yapıya ultraviyole stabilizatörleri (Cyasorb UV 2098) eklenmiştir (127).

Bu alandaki araştırma faaliyetleri azaltılmış polimerizasyon büzülmesine, yüksek mekanik özelliklere, azaltılmış su emilimine, kromatik stabiliteye ve diş yapısına daha iyi yapışmaya sahip yeni rezin kompozitleri geliştirmektedir.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda 3 çeşit estetik seramik materyallerin 3 aşamada; 1. örneklerin imalatı sonrası, 2. örnekler braket koparıldıktan ve kalan kompozitin düşük devirli döner aletle temizlenmesi sonrası ve 3. örneklerin iki gruba ayrıldıktan sonra bir grubun yeniden glaze uygulamasının diğer grubun ise el aletleriyle polisajı sonrası renk ölçümleri kolorimetre yardımıyla gerçekleştirilmiş ve karşılaştırma yapılmıştır. Çalışmanın akış şeması Şekil 5.1'de gösterilmiştir.



Şekil 5. Örneklerin Gruplara Dağılımı

5.1. Gereç

5.1.1. Seramik Örneklerin Hazırlanışı

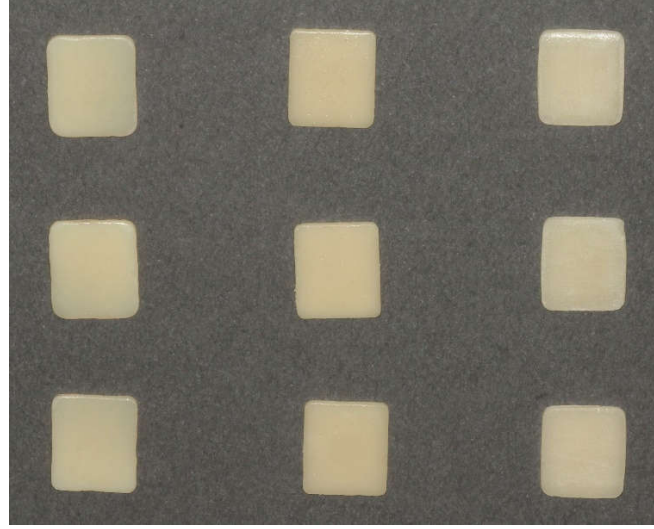
Bu in-vitro çalışmada üç farklı marka CAD/CAM estetik seramik materyal zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (VITA SUPRINITY® PC), feldspatik seramik (VITABLOCS® MARK II) ve lusit ile güçlendirilmiş feldspatik seramikten (GC LRF INITIAL® BLOCK) ikişer grup (n=10) olacak şekilde 60 adet örnek (12 x 14 x 1.5 mm) üretildi. CAD-CAM blokları, su soğutması altında Micracut 125 Düşük Hızlı Hassas Kesici (Metkon Instruments Ltd., Bursa, Türkiye) testere kullanılarak kesildi (Resim 1). Örnekler, sabitleme kolu kullanılarak elmas bıçağının hızasında kalınlığı ayarlanarak sabitlendi. Kesilmiş örnekler su ile durulanmış ve iz bırakmayan bir bezle temizlenmiştir. Her örneğin kalınlığı (1.5 ± 0.2 mm) bir dijital kumpas (Powertec Tools, Zhejiang, China) ile doğrulandı. Örneklem sayısını belirlemek amacıyla G*Power (v3.1.9.2) programı kullanılarak güç analizi yapılmıştır. Çalışmanın gücü 1-β (β = II. tip hata olasılığı) olarak ifade edilir. Kılınç ve ark. (21) makalesindeki gruplara göre LU ölçüm farklarından yola çıkarak (ortalamaların

farkı 2.33; SD:1.40) $\alpha=0.05$ düzeyinde %80 güç elde etmek için yapılan hesaplamada etki büyüklüğü (d) 1,682 bulunmuştur. Buna göre gruplarda en az 9'ar materyal ile çalışılması gerektiği hesaplanmıştır. Çalışma sürecinde kayıplar olabileceği göz önüne alınarak gruplarda en az 10'ar materyal alınmasına karar verilmiştir. Çalışmada kullanılan CAD/CAM estetik seramik materyallerin içeriği, rengi, ticari ismi, kısaltması ve üretici firmaları Tablo 1'de gösterilmiştir.

Örnekler glaze uygulamasından önce örnekler üretici firma talimatları doğrultusunda elmas emdirilmiş kauçuklarla (Eve set HP115, EVE Ernst Vetter GmbH, yeşil: kaba taneli ve gri: orta taneli, Keltern, Almanya) düşük hızlı el aleti kullanılarak 10.000 rpm'de polisaj uygulandı.



Resim 1: Çalışmada kullanılan Micracut 125 kesme makinesi



Resim 2: Çalışmada kullanılan CAD/CAM örnekler

Örneklerin kolorimetre ile renk ölçümleri, test edilen tüm malzemelerin A2 LT seçilmesine rağmen farklı renk koordinatlarına sahip olduğunu gösterdi ve bu, renk koordinatlarının malzeme ve üretimi ile daha fazla ilişkili olduğu anlamına geliyor.

Tablo 2: Çalışmada kullanılan CAD/CAM estetik seramik materyaller

Materyal	Renk	İçerik	Üretici
Vitablocs® Mark II Feldspatik seramik blok	A2C LT	%54-%64 SiO ₂ , %20-23 Al ₂ O ₃ , %6-9 Na ₂ O, %6-8 K ₂ O	Vita Zahnfabrik, Germany
Vita Suprinity® Zirconia ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik	A2 LT	%56-64 SiO ₂ , %15-21 Li ₂ O, %8-12 ZrO ₂ , <%10 pigment	Vita Zahnfabrik, Germany
GC Initial® LRF BLOCK Lusit ile güçlendirilmiş feldspatik seramik	A2 LT	%70 – 80 Kristalin faz (1.5 – 3 µm lusit kristal)	GC Corp. Tokyo, Japan

5.1.2. Braketler

Bu çalışmada maksiler sağ santral dişler için 1.5 mm yükseklik \times 4.0 mm genişlikte, taban alanı 9.63 mm² ağı tabanlı (Roth 0.022" \times 0.030" – Master Series™, American Orthodontics, Sheboygan, Wisc) toplam 60 paslanmaz çelik ortodontik braket kullanıldı (Resim 3).



Resim 3: Çalışmada kullanılan braket

5.1.3. Asit ve Bağlayıcı Ajan

Tüm örneklerin yüzeyini bonding öncesi pürüzlendirmek için Ultradent Porcelain Etch (Ultradent Products, Inc., Köln, Germany) firmasına ait 1.2 mililitrelik şırıngalarda jel halinde bulunan sarı renkteki %9'luk hidroflorik asit kullanılmıştır (Resim 4). Bağlayıcı ajan olarak Prosil (FGM Dental Products, Joinville, Brazil) marka silan bağlayıcı ajan kullanılmıştır (Resim 5). Prosil seramik, seromer ve akrilik ve fiber postler için kimyasal bir bağlayıcı ajan olarak kullanılmak üzere 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan hidrolizat etanol içeren bir solüsyondur.



Resim 4: Çalışmada kullanılan fosforik asit



Resim 5: Çalışmada kullanılan primer

5.1.4. Yapıştırıcı Primer ve Yapıştırıcı Reçine

Primer olarak ise (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) kullanılmıştır (Resim 6). Likit primer %45- 55 Bisphenol A Diglycidyl Ether Dimethacrylate (BISGMA), %45-55 Triethylene Glycol Dimethacrylate (TEGDMA) ve %0,5'ten daha az da 4-(Dimethylamino)-Benzeneethanol içermektedir. Çalışmada flor salgılamayan ve ışıkla polimerize olan kompozit yapıştırıcı rezin Transbond™ XT (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) kullanılmıştır (Resim 7). %77'lik kısmı inorganik, %23'lük kısmı organikdir. Organik kısım Bis-GMA, Bis-EMA'dan oluşur. İnorganik kısımda doldurucu partikül olarak silikat kuartz ve toz halinde silika içermektedir. Transbond™ XT yapıştırıcının içerisindeki kamforokinon ışığa karşı duyarlı olduğu için polimerizasyonu başlatmaktadır.



Resim 6: Transbond™ XT Primer



Resim 7: Transbond™ XT kompozit rezin

5.1.5. Işık Kaynağı

Çalışmamızda kompozit reçinenin polimerizasyonu Elipar™ S10 (3M ESPE Elipar™ S10) LED ışık cihazı (Işık yoğunluğu: 1200 mW/cm², Dalga boyu: 430-480 nm) aracılığıyla gerçekleştirilmiştir (Resim 8). Tüm örnekler braketler yapıştırıldıktan sonra kompozitinin sertleşmesinin tamamlaması amacıyla 6 farklı kaba yerleştirilip 24 saat boyunca 37°'de etüvde bekletildi (Resim 9).



Resim 8: Çalışmada kullanılan ışık kaynağı



Resim 9: Örneklerin 24 saat boyunca etüvde bekletilmesi.

5.1.6. Polisaj Seti

Bu çalışmada CAD-CAM estetik seramik örneklerin yüzeyinin cila uygulaması için Shofu All Ceramic Finishing & Polishing Kit (Shofu Inc., Kyoto, Japan) polisaj seti kullanılmıştır (Resim 10). Her malzeme için örnekler basit randomizasyon ($n=10$) ile 2 alt gruba; polisaj ve glaze gruplarına ayrıldı.



Resim 10: Polisaj Seti

5.1.6. Renk Ölçüm Cihazı

Renk ölçümleri fakültemizde bulunan uç çapı 3 mm, sensor çapı 2 mm olan dental kolorimetre cihazı ShadeEye NCC (Shofu Inc., Kyoto, Japan) ile gerçekleştirilmiştir (Resim 11).



Resim 11: Renk ölçüm cihazı

5.2.Yöntem

Daha önce de belirtildiği gibi bu çalışmada her markadan 60 adet örnek her grupta 10 adet olacak şekilde 6 gruba ayrılmıştır. Çalışma grupları Tablo 2’de gösterilmiştir.

5.2.1. Örnek Yüzeylerinin Asitlenmesi

Gerekli şartlar sağlandıktan sonra örnek yüzeylerine %9 hidroflorik asit kullanılarak 120 saniye uygulanmış sonra 60 saniye suyla yıkanmış ve 30 saniye hava ile kurutulmuştur. Asitle pürüzlendirme sonrası örneklerin yüzeyinde tebeşirimsi beyazlık izlenmiştir (81).

5.2.2. Örnek Yüzeylerine Bağlayıcı Ajan Uygulanması

Bağlayıcı ajan Prosil (FGM Dental Products, Joinville, Brazil) silan üretici firmanın talimatları doğrultusunda 60 saniye uygulanmış ve 30 saniye daha hafif hava ile kurutulmuştur.

5.2.3. Braketlerin Yapıştırılması

Örnek yüzeylerine Transbond XT™ Light Cure Adhesive Primer bir bond fırçası yardımıyla uygulanmış, hafif hava ile inceltilmiş ve 10 saniye LED cihazı ile ışınlanmıştır. Sonrası Transbond™ XT kompozit yapıştırıcı braket tabanına yerleştirildikten sonra, braket örneklerin tam ortasında yatay bir şekilde yerleştirilip üzerine hafif basınç uygulanmış ve taşan fazlalıklar sond yardımıyla temizlenmiştir. LED ışık cihazı Elipar™ S10 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ile braketlerin hem mezial hem de distalinden 20şer saniye toplam 40 saniye ışık uygulanmıştır (128).

5.2.4. Braketlerin Koparılması ve Kompozit Kalıntılarının Temizlenmesi

Daha önce yapılan birçok in-vitro çalışmada (8, 15, 86, 90, 100, 129) braketlerle seramik yüzeyi arası kesme bağı kuvveti (SBS) bakıldığı için çalışmamızda araştırılmamıştır. Bu nedenle ve klinik prosedürleri simüle etmek için, evrensel test makinesi kullanmak yerine braketler elle braket koparıcı pense (#098-SL; Orthopli Corp, Philadelphia, Pa) aracılığıyla koparılmıştır (Resim 7). Koparma işlemi tek bir deneyimli operatör tarafından gerçekleştirilmiştir. Her bir seramik örnek sol elin işaret ve başparmakları arasında sıkı bir şekilde tutularak sağ elle brakete hafif bir soyma kuvveti uygulanırken kanatları sıkılıp koparıldı.



Resim 12: Braketlerin Koparılması

5.2.5. Renk Ölçümü

Renk ölçümleri kolorimetre cihazı ShadeEye NCC aracılığıyla D65 (MASTER TL-D Super 80 18 W/865 1SL; Philips, Eindhoven, Holland) standart aydınlatıcı kullanılarak bir görüntüleme kabini (renk koordinatları: $L^*=98,1$, $a^*=-1,2$, $b^*=22,5$) içerisinde

gerçekleştirilmiştir. Renk ölçümü yapılmadan önce cihaz kendi kalibrasyon başlığına takılarak kalibre edilmiştir. Standardizasyonu sağlamak ve hata payını azaltmak amacıyla her bir örneğin tam orta bölümünde dik bir şekilde yerleştirerek 3'er kez ölçüm yapıp bu ölçümlerin ortalaması alınmıştır. Renkteki değişikliklerin olasılığı L^* , a^* , b^* renk değerlerinden elde edilmiştir. Renk değişiminin (ΔE) hesaplanmasında literatürde yaygın olarak kullanılan aşağıdaki formül kullanılmıştır:

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

$$\Delta L^* = L^*_{\text{son}} - L^*_{\text{ilk}}$$

$$\Delta a^* = a^*_{\text{son}} - a^*_{\text{ilk}}$$

$$\Delta b^* = b^*_{\text{son}} - b^*_{\text{ilk}}$$

L^* , a^* , b^* parametrelerindeki değişiklikler yukarıda gösterildiği gibi son değerden ilk değerler çıkarılarak elde edilmiştir. 3.3'ten yüksek renk (değişikliği) ΔE değerleri klinik olarak kabul edilemez olarak kabul edilmiştir (130, 131).

5.2.6. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotlar (ortalama, standart sapma, medyan, frekans, yüzde, minimum, maksimum) kullanıldı. Nicel verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi ve grafiksel incelemeler ile sınanmıştır.

Normal dağılım göstermeyen nicel değişkenlerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann-Whitney U test kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen nicel değişkenlerin ikiden fazla grup arası karşılaştırmalarında Kruskal-Wallis test ve Dunn-Bonferroni test kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

6. BULGULAR

6.1. Malzemelere Göre ΔE Renk Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Örneklerin imalatı sonrası yapılan 1. ölçüme “İlk”, örneklere braketler yapıştırılıp koparıldıktan sonra frez ile kompozit artığının temizlenmesine takiben yapılan 2. ölçüme “Frez”, 3. ölçümden önce 10 örneğe cila uygulaması ve 10 örneğe Glaze işlemi uygulandığı için 3. ölçüme “Polisaj” ve 3. ölçüm “Glaze” isimleri verilmiştir. ΔE hesaplaması daha önce belirtildiği gibi aşağıdaki U.A.K ΔE formülüyle yardımıyla hesaplanmıştır:

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

Burada; L* = açıklık (0-100), a* = (eksenin rengini kırmızı/ yeşil değiştirir) ve b* = (renk varyasyon eksenini sarı/ mavi) temsil etmektedir.

$$\Delta L^* = L^* \text{ işlemden sonra} - L^* \text{ imalat sonrası renk (taban)}$$

$$\Delta a^* = a^* \text{ işlemden sonra} - a^* \text{ imalat sonrası renk (taban)}$$

$$\Delta b^* = b^* \text{ işlemden sonra} - b^* \text{ imalat sonrası renk (taban)}$$

Tablo 3: Malzemelere Göre ΔE Renk Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

		ΔE İlk - Frez	ΔE İlk - Polisaj	ΔE İlk - Glaze	ΔE Frez - Polisaj	ΔE Frez - Glaze
Mark II	<i>Ort±Ss</i>	1,08±0,80	1,60±1,01		1,58±0,83	
1. Grup (n=10)	<i>Medyan (Min- Maks)</i>	0,85 (0,21- 2,82)	1,36 (0,26- 3,52)		1,53 (0,39- 2,95)	
Mark II	<i>Ort±Ss</i>	1,64±1,18		2,67±1,03		2,02±0,91
2. Grup (n=10)	<i>Medyan (Min- Maks)</i>	1,37 (0,29- 3,53)		2,77 (0,79- 3,98)		2,14 (0,64- 3,32)
GC 1.	<i>Ort±Ss</i>	2,38±1,99	1,91±0,78		2,59±1,06	
Grup (n=10)	<i>Medyan (Min- Maks)</i>	1,67 (0,74- 7,38)	2,13 (0,89- 3,12)		2,47 (1,43- 4,84)	
GC 2.	<i>Ort±Ss</i>	1,46±0,65		1,52±0,96		2,20±1,06
Grup (n=10)	<i>Medyan (Min- Maks)</i>	1,49 (0,44- 2,38)		1,37 (0,45- 3,29)		1,76 (1,13- 4,28)
Suprinity	<i>Ort±Ss</i>	3,48±2,35	5,50±4,10		4,56±2,50	
1. Grup (n=10)	<i>Medyan (Min- Maks)</i>	3,70 (0,53- 6,42)	5,33 (0,4- 12,04)		4,16 (1,27- 8,97)	
Suprinity	<i>Ort±Ss</i>	3,02±1,64		3,41±1,82		3,96±1,72
2. Grup (n=10)	<i>Medyan (Min- Maks)</i>	2,90 (0,45- 6,05)		2,84 (1,17- 7,01)		4,30 (1,55- 6,51)

MARK II 1. grup malzemenin ΔE İlk - Frez ölçümleri 0,21 ile 2,82 arasında değişmekte olup, ortalama $1,08 \pm 0,80$ olarak, ΔE İlk - Polisaj ölçümleri 0,26 ile 3,52 arasında değişmekte olup, ortalama $1,60 \pm 1,01$ olarak ve ΔE Frez - Polisaj ölçümleri 0,39 ile 2,95 arasında değişmekte olup, ortalama $1,58 \pm 0,83$ olarak saptanmıştır.

MARK II 2. grup malzemenin ΔE İlk - Frez ölçümleri 0,29 ile 3,53 arasında değişmekte olup, ortalama $1,64 \pm 1,18$ olarak, ΔE İlk - Glaze ölçümleri 0,79 ile 3,98 arasında değişmekte olup, ortalama $2,67 \pm 1,03$ olarak ve ΔE Frez - Glaze ölçümleri 0,64 ile 3,32 arasında değişmekte olup, ortalama $2,02 \pm 0,91$ olarak saptanmıştır.

GC 1. grup malzemenin ΔE İlk - Frez ölçümleri 0,74 ile 7,38 arasında değişmekte olup, ortalama $2,38 \pm 1,99$ olarak, ΔE İlk - Polisaj ölçümleri 0,89 ile 3,12 arasında değişmekte olup, ortalama $1,91 \pm 0,78$ olarak ve ΔE Frez - Polisaj ölçümleri 1,43 ile 4,84 arasında değişmekte olup, ortalama $2,59 \pm 1,06$ olarak saptanmıştır.

GC 2. grup malzemenin ΔE İlk - Frez ölçümleri 0,44 ile 2,38 arasında değişmekte olup, ortalama $1,48 \pm 0,65$ olarak, ΔE İlk - Glaze ölçümleri 0,45 ile 3,29 arasında değişmekte olup, ortalama $1,52 \pm 0,96$ olarak ve ΔE Frez - Glaze ölçümleri 1,13 ile 4,28 arasında değişmekte olup, ortalama $2,20 \pm 1,06$ olarak saptanmıştır.

Suprinity 1. grup malzemenin ΔE İlk - Frez ölçümleri 0,53 ile 6,42 arasında değişmekte olup, ortalama $3,48 \pm 2,35$ olarak, ΔE İlk - Polisaj ölçümleri 0,4 ile 12,04 arasında değişmekte olup, ortalama $5,50 \pm 4,10$ olarak ve ΔE Frez - Polisaj ölçümleri 1,27 ile 8,97 arasında değişmekte olup, ortalama $4,56 \pm 2,50$ olarak saptanmıştır.

Suprinity 2. grup malzemenin ΔE İlk - Frez ölçümleri 0,45 ile 6,05 arasında değişmekte olup, ortalama $3,02 \pm 1,64$ olarak, ΔE İlk - Glaze ölçümleri 1,17 ile 7,01 arasında değişmekte olup, ortalama $3,41 \pm 1,82$ olarak ve ΔE Frez - Glaze ölçümleri 1,55 ile 6,51 arasında değişmekte olup, ortalama $3,96 \pm 1,72$ olarak saptanmıştır.

Tablo 4: Malzemelere Göre İlk-Frez ΔE Ölçümlerinin

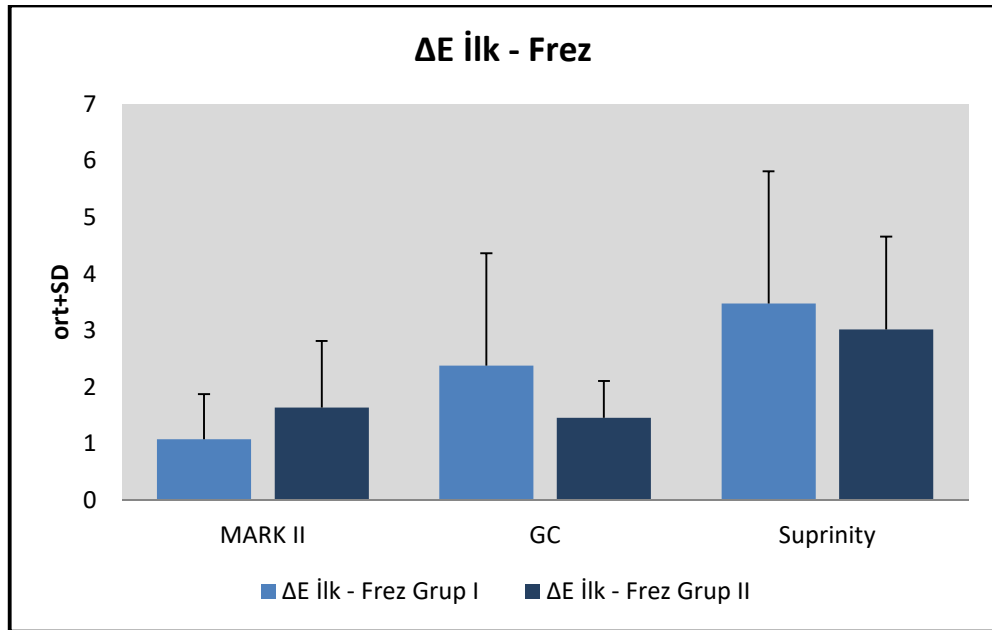
		ΔE İlk - Frez		
		Grup I (n=10)	Grup II (n=10)	<i>p</i>
MARK II	<i>Ort±Ss</i>	1,08±0,80	1,64±1,18	<i>a</i>0,326
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	0,85 (0,21-2,82)	1,37 (0,29-3,53)	
GC	<i>Ort±Ss</i>	2,38±1,99	1,46±0,65	<i>a</i>0,450
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	1,67 (0,74-7,38)	1,49 (0,44-2,38)	
Suprinity	<i>Ort±Ss</i>	3,48±2,35	3,02±1,64	<i>a</i>0,597
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	3,70 (0,53-6,42)	2,90 (0,45-6,05)	

*a*Mann Whitney U Test

MARK II malzeme gruplarına göre ΔE ilk - frez ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).

GC II malzeme gruplarına göre ΔE ilk - frez ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).

Suprinity II malzeme gruplarına göre ΔE ilk - frez ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).



Şekil 6: Malzemelere Göre İlk-Frez ΔE Ölçümlerinin

Tablo 5: Malzemelere Göre ΔE İlk - Polisaj / ΔE İlk - Glaze Ölçümlerinin Dağılımı

		ΔE İlk - Polisaj / ΔE İlk - Glaze		
		Grup I (n=10)	Grup II (n=10)	p
MARK II	<i>Ort±Ss</i>	1,60±1,01	2,67±1,03	<i>^a0,023*</i>
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	1,36 (0,26-3,52)	2,77 (0,79-3,98)	
GC	<i>Ort±Ss</i>	1,91±0,78	1,52±0,96	<i>^a0,326</i>
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	2,13 (0,89-3,12)	1,37 (0,45-3,29)	
Suprinity	<i>Ort±Ss</i>	5,50±4,10	3,41±1,82	<i>^a0,496</i>
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	5,33 (0,4-12,04)	2,84 (1,17-7,01)	

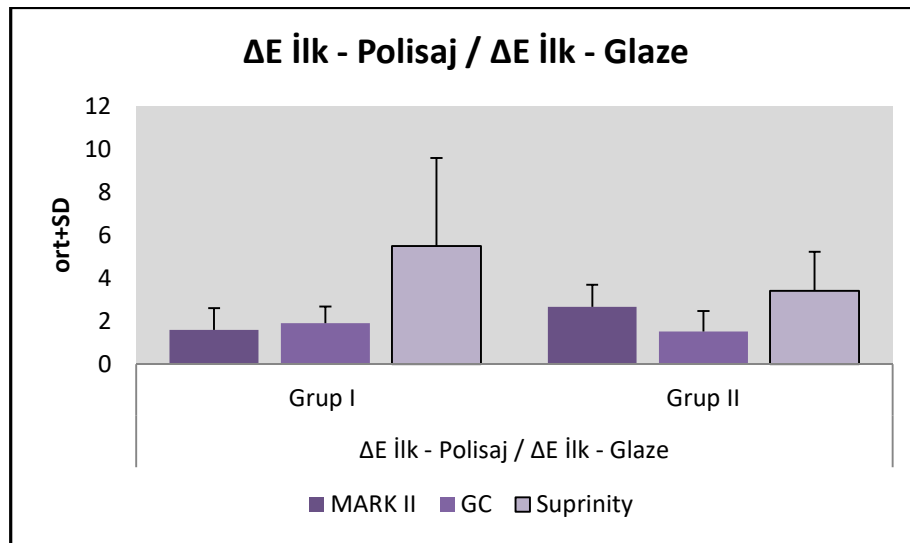
^aMann Whitney U Test

* $p < 0,05$

1. grup MARK II malzemesinin ΔE İlk - Polisaj değeri, 2. grup MARK II malzemesinin ΔE İlk - Glaze değerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük saptanmıştır ($p=0,023$; $p < 0,05$).

1. grup GC malzemesinin ΔE İlk - Polisaj değeri ile 2. grup GC malzemesinin İlk - Glaze değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p > 0,05$).

1. grup Suprinity malzemesinin ΔE İlk - Polisaj değeri ile 2. grup Suprinity malzemesinin ΔE İlk - Glaze değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p > 0,05$).



Şekil 7: Malzemelere Göre ΔE İlk - Polisaj / ΔE İlk - Glaze Ölçümlerinin Dağılımı

Tablo 6: Malzemelere Göre ΔE Frez - Polisaj / ΔE Frez - Glaze Ölçümlerinin Dağılımı

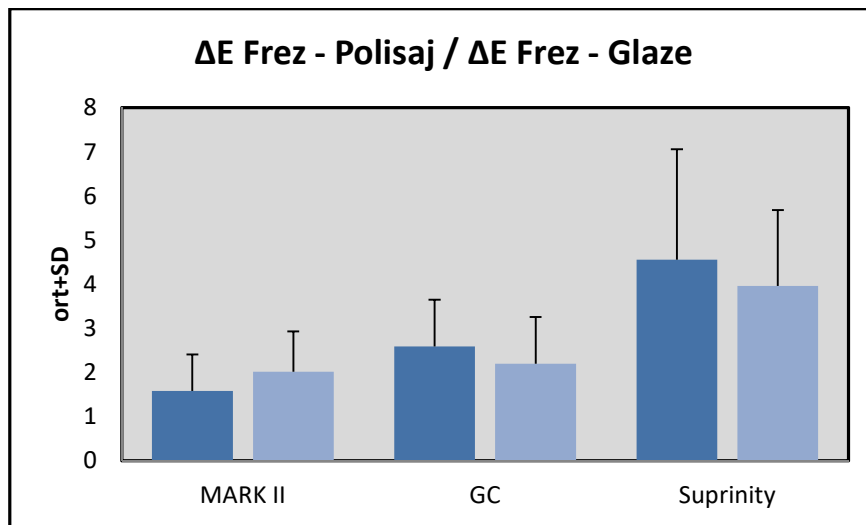
		ΔE Frez - Polisaj / ΔE Frez - Glaze		
		Grup I (n=10)	Grup II (n=10)	p
MARK II	<i>Ort±Ss</i>	1,58±0,83	2,02±0,91	^a 0,226
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	1,53 (0,39-2,95)	2,14 (0,64-3,32)	
GC	<i>Ort±Ss</i>	2,59±1,06	2,20±1,06	^a 0,257
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	2,47 (1,43-4,84)	1,76 (1,13-4,28)	
Suprinity	<i>Ort±Ss</i>	4,56±2,50	3,96±1,72	^a 0,821
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	4,16 (1,27-8,97)	4,30 (1,55-6,51)	

^aMann Whitney U Test

1. grup MARK II malzemesinin ΔE Frez - Polisaj değeri ile 2. grup MARK II malzemesinin ΔE Frez - Glaze değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).

1. grup GC malzemesinin ΔE Frez - Polisaj değeri ile 2. grup GC malzemesinin ΔE Frez - Glaze değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).

1. grup Suprinity malzemesinin ΔE Frez - Polisaj değeri ile 2. grup Suprinity malzemesinin ΔE Frez - Glaze değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).



Şekil 8: Malzemelere Göre ΔE Frez - Polisaj / ΔE Frez - Glaze Ölçümlerinin Dağılımı

Tablo 7: Grup 1 İçin Malzemelere Göre ΔE Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

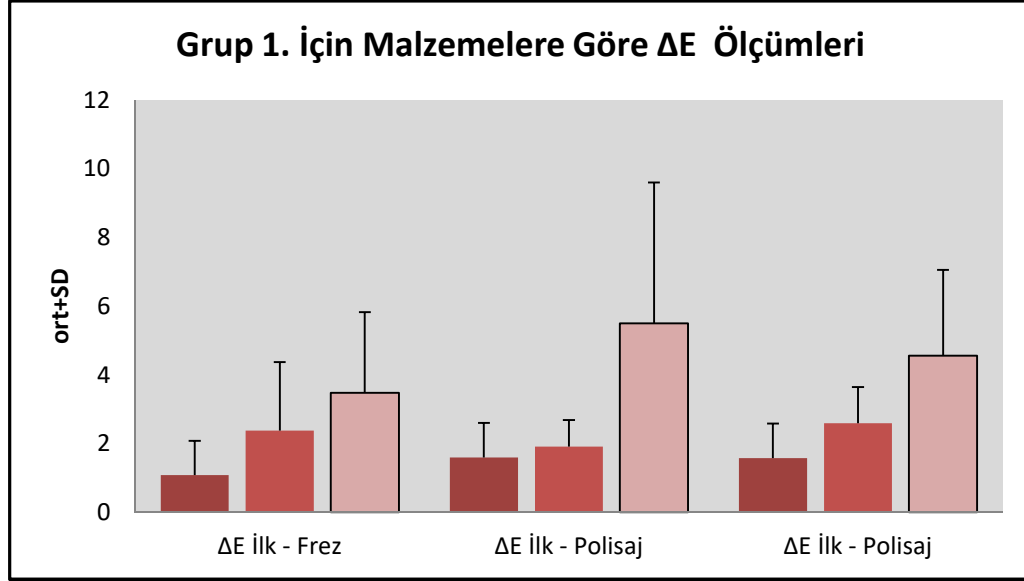
		1. Grup Malzemeler			
		MARK II (n=10)	GC (n=10)	Suprinity (n=10)	p
ΔE	<i>Ort±Ss</i>	1,08±0,80	2,38±1,99	3,48±2,35	^b 0,037*
İlk - Frez	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	0,85 (0,21-2,82)	1,67 (0,74-7,38)	3,70 (0,53-6,42)	
ΔE	<i>Ort±Ss</i>	1,60±1,01	1,91±0,78	5,50±4,10	^b 0,052
İlk - Polisaj	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	1,36 (0,26-3,52)	2,13 (0,89-3,12)	5,33 (0,4-12,04)	
ΔE	<i>Ort±Ss</i>	1,58±0,83	2,59±1,06	4,56±2,50	^b 0,003**
Frez - Polisaj	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	1,53 (0,39-2,95)	2,47 (1,43-4,84)	4,16 (1,27-8,97)	

^bKruskal Wallis Test* $p < 0,05$ ** $p < 0,01$

1. Grup malzemelere göre ΔE İlk - Frez ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0,037$; $p < 0,05$). Farklılığı belirlemek amacıyla yapılan ikili karşılaştırma sonuçlarına göre; MARK II malzemesinin ΔE İlk - Frez ölçüm değeri, Suprinity malzemesine göre anlamlı düzeyde düşük saptanmıştır ($p=0,037$; $p < 0,05$).

1. Grup malzemelere göre ΔE İlk - Polisaj ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmazken ($p=0,052$; $p > 0,05$); MARK II malzemesinin ΔE İlk - polisaj ölçüm değeri dikkat çekici düzeyde düşük saptanmıştır.

1. Grup malzemelere göre ΔE Frez - Polisaj ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0,003$; $p < 0,01$). Farklılığı belirlemek amacıyla yapılan ikili karşılaştırma sonuçlarına göre; MARK II malzemesinin ΔE Frez - Polisaj ölçüm değeri, Suprinity malzemesine göre anlamlı düzeyde düşük saptanmıştır ($p=0,002$; $p < 0,01$).



Şekil 9: Grup 1 İçin Malzemelere Göre ΔE Ölçümlerinin Dağılımı

Tablo 8: Grup 2 için Malzemelere Göre ΔE Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

		2. Grup Malzemeler			
		MARK II (n=10)	GC (n=10)	Suprinity (n=10)	p
ΔE İlk - Frez	<i>Ort±Ss</i>	1,64±1,18	1,46±0,65	3,02±1,64	^b0,057
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	1,37 (0,29-3,53)	1,49 (0,44-2,38)	2,90 (0,45-6,05)	
ΔE İlk - Glaze	<i>Ort±Ss</i>	2,67±1,03	1,52±0,96	3,41±1,82	^b0,018*
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	2,77 (0,79-3,98)	1,37 (0,45-3,29)	2,84 (1,17-7,01)	
ΔE Frez - Glaze	<i>Ort±Ss</i>	2,02±0,91	2,20±1,06	3,96±1,72	^b0,019*
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	2,14 (0,64-3,32)	1,76 (1,13-4,28)	4,30 (1,55-6,51)	

^bKruskal Wallis Test

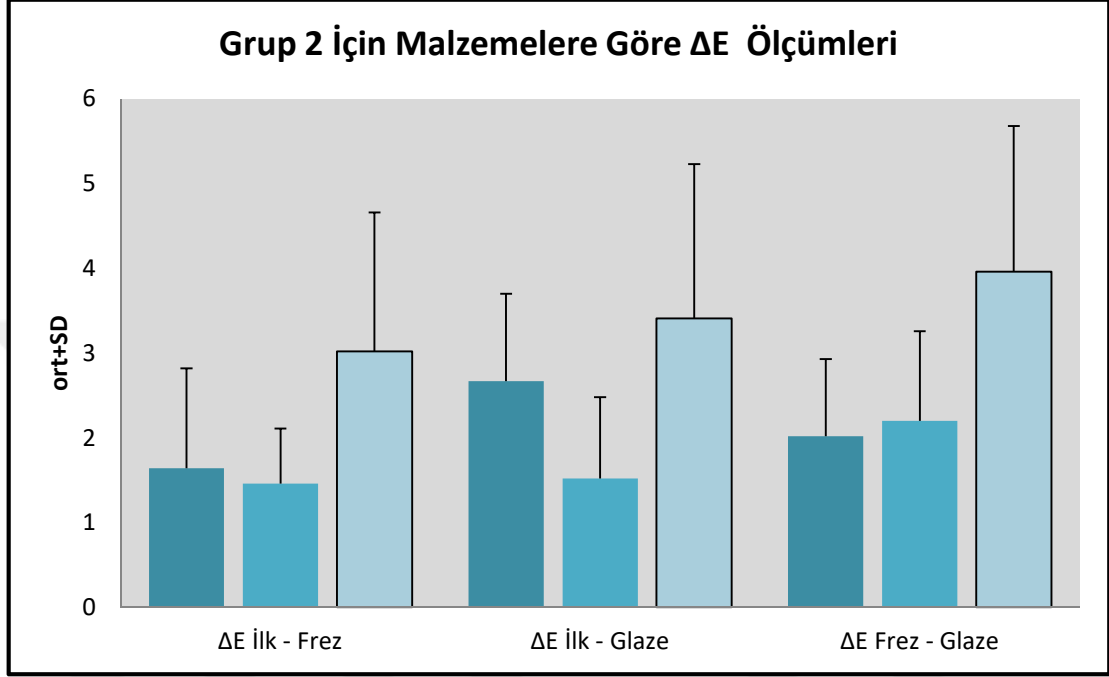
* $p < 0,05$

2. Grup malzemelere göre ΔE İlk - Frez ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmazken ($p=0,057$; $p>0,05$); GC malzemesinin ΔE İlk - Frez ölçüm değeri dikkat çekici düzeyde düşük saptanmıştır.

2. Grup malzemelere göre ΔE İlk - Glaze ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0,018$; $p<0,05$). Farklılığı belirlemek amacıyla yapılan ikili karşılaştırma sonuçlarına göre; GC malzemesinin ΔE İlk - Glaze ölçüm değeri, Suprinity malzemesine göre anlamlı düzeyde düşük saptanmıştır ($p=0,027$; $p<0,05$).

2. Grup malzemelere göre ΔE Frez - Glaze ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0,019$; $p<0,05$). Farklılığı belirlemek amacıyla

yapılan ikili karşılaştırma sonuçlarına göre; MARK II malzemesinin ΔE Frez - Glaze ölçüm değeri, Suprinity malzemesi kullanılan dişlere göre anlamlı düzeyde düşük saptanmıştır ($p=0,036$; $p<0,05$).



Şekil 10: Grup 2 için Malzemelere Göre ΔE Ölçümlerinin Dağılımı

7. TARTIŞMA

7.1. Amaç, Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Ortodontik tedavi talebi gün geçtikçe yetişkin toplumda giderek artmaktadır (132, 133). Dolayısıyla bu bireylerde sıklıkla çeşitli restorasyonlar ve kronlarla karşılaşmak kaçınılmaz olmaktadır. Braketlerin dişler ve önceden var olan seramik ve diğer restorasyonlara mekanik ve kimyasal olarak yapışması ve çiğneme kuvvetlerine direnme gerekliliği malzeme ve tekniklerin sürekli geliştirilmesine neden olmaktadır. Ortodontik tedavide güncel gelişmeler şeffaf plak tedavilerinin hızlı bir şekilde standart braket tedaviler yerine almaya devam ettiğini gösterse de hala braketler yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (134) (135) (136). Braketler sağlıklı dişlerin mine yüzeyine asitleme ve primer uygulamasından sonra yapıştırıcı bir rezin veya siman aracılığıyla yapıştırıldığı gibi aynı şekilde seramik veya porselen yüzeylere de asitleme, bağlayıcı ajan ve yapıştırıcı siman aracılığıyla yapıştırılmaktadır. Genellikle bu dental restorasyonların yüzeyi parlatılmış olup gerekli estetik ve belirtilen renge sahip olmaktadır. Fakat yukarıda belirtilen uygulamalardan sonra restorasyonların yüzey bütünlüğü, estetiği, pürüzsüzlüğü gibi özelliklerini etkilenmekte olup bu özellikleri geri kazandırmak amacıyla intraoral polisaj uygulanmaktadır. Polisaj ve glaze uygulamaları karşılaştırıldığında yapılan çalışmalarda nerdeyse hepsinin yeniden glaze yapmanın üstün sonuçlar gösterdiği örneklerin ve dolayısıyla yeniden glaze uygulamasını önermişlerdir (37, 45).

Üretim süresinin kısa olması, klinik randevu sayısının az olması, hekim ve hasta konforu, metal alt yapı içermemesi, biyouyumlu olmaları, estetik ve dayanıklılık gibi üstün özelliklerinden dolayı bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) dental seramik materyaller günümüzde diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (69, 137-139). Bu materyallerin renk stabilitesi ile ilgili çeşitli çalışmalar yapılmış ve kola, çay, kahve, sigara gibi çeşitli solüsyonlarda, yaşlanma ve pürüzlendirme gibi uygulamalar sonucunda ve bu materyallerin içeriği ve kalınlığına bağlı olarak değişiklikler rapor edilmiştir (5, 21, 57, 140-143). Biz de çalışmamızda yukarıda belirtilen çalışmalardan farklı olarak CAD-CAM estetik seramik materyallerin renginin ortodontik uygulamalardan sonra uygulanan yüzey uygulamaları cila ve glaze uygulamalarından etkilenip etkilenmediğini değerlendirdik.

Birkaç çalışma, seramik malzemelerin yüzey kalitesinin ve renk bozulması oranının kristal yapı, polimerik matriks, doldurucu içerik boyutu ve biçiminden etkilendiği sonucuna varmıştır (144, 145). Ayrıca, seramik malzemelerin özellikle inorganik içeriği gibi daha kararlı bileşenlerden oluştuğunda, renk bozulması daha homojen bir şekilde meydana gelir ve bu da daha yüksek renk stabilitesi ile sonuçlanır (21). Bizim çalışmada da aynı marka olmalarına rağmen Vita Suprinity ile Vita Mark II malzemelerin renk değişikliği ΔE değerleri malzemelerin yapısına bağlı olarak çok farklı çıktığı sonucuna vardık.

Kılınç ve ark. (21) 2018'de yatıkları çalışmada farklı bitirme ve cilalama prosedürleri ve ultraviyole (UV) yaşlandırma sonrasında estetik CAD/CAM malzemelerinin optik özelliklerini değerlendirdiler. Çalışmada Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic, Vita Suprinity ve Vita Mark II malzemeleri kullanıldı. Bu çalışmanın sonuçları, örneklerin farklı bitirme ve cilalama prosedürleri ve ultraviyole (UV) yaşlandırma öncesi ve sonrası renk koordinatlarının birbirinden farklı olduğunu ve yaşlandırmanın renk değerleri üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir. Bu çalışma, seramiklerin renk değişikliği direncinin, polimer bazlı rezin-seramiklerden önemli ölçüde daha yüksek olduğunu göstermiştir. CAD-CAM malzemelerinin optik özellikleri, malzeme tipinden ve uygulanan yüzey bitirme ve cilalama prosedüründen etkilenebilir. Seramik malzemeler için renk stabilitesi açısından manuel polisaj veya yeniden glaze uygulamasını önermişlerdir. Biz de çalışmamızda kullanılan malzemeye göre Vita Mark II ve GC Initial LRF için cila uygulamasını, Vita Suprinity için de yeniden glaze uygulamasını önermekteyiz.

Air abrazyon, mekanik aşındırma ve lazer ile yüzey aşındırma teknikleri seramik yüzeylere fiziksel hasar verdiği (142) bilindiği için braket yapıştırmadan önce aşındırma amacıyla genellikle asitler tercih edilmektedir. Yukarıda bahsettiğimiz aşındırma asitleri arasında en çok hidroflorik asit (HF) önerilmektedir (89, 146, 147). L'amour ve ark. (148), 2006'de yaptıkları çalışmada fosforik asidi hidroflorik asit ile karşılaştırarak, HF asidin daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Aynı şekilde bu konu ile ilgili yapılan başka çalışmalar da L'amour ve arkadaşlarının yaptığı çalışmayı desteklemektedir (149-152). Biz de bu çalışmaların sonuçlarından ilham alarak çalışmamızda yüzey aşındırma ajanı olarak %9'lük hidroflorik asit (Porcelain Etch Ultradent Products, Inc., Köln, Germany) kullanmayı tercih ettik. Çalışmamız glaze uygulanmış ve hastanın aktif olarak kullandığı seramik restorasyonlara yönelik olacağı için asitleme süresini 120 saniye tuttuk. Çünkü asitlerin

glaze uygulanmış veya uygulanmamış seramik yüzeylere aşındırma etkisi hakkında çelişkili çalışmalar (108) rapor edildiye de asitleme süresi artırıldığında (153), daha etkili aşındırma elde edildiği bilinmektedir.

Ortodontik ataşmanın koparılması sırasında restore edilen dişe veya restorasyona zarar vermeden ama tedavi sırasında da yeterli tutuculuk sağlayan bir bağ kuvveti arzu edilmektedir. Grewal Bach ve ark. (89) 2014'te yaptıkları derleme çalışmasında Temmuz 2013'e kadar farklı veri tabanlarında herhangi bir sınırlama olmaksızın tarama yapmışlardır. Ayrıca, daha önce belirlenmemiş ilgili yayınları belirlemek için nihai olarak seçilen makalelerin bibliyografyaları elle arama yapmışlar. Dahil etme kriterlerini karşılayan hiçbir in vivo makale bulunamamış ama toplam 45 in-vitro makale tüm dahil edilme kriterlerini karşılamış. Bu derlemede açıklanan en iyi protokol, %9,6 hidroflorik asidin 1 dakika süreyle uygulanması, 30 saniye su ile durulanması ve ardından havayla kurutulmasıdır ardından silan uygulamasıdır. Bu uygulama sonucu 22.83 ± 3.32 MPa bağlama kuvveti elde edildiği rapor edilmiştir (150). 2019'da Ana Paula ve ark. (154) yaptıkları bir çalışmada, daha yüksek hidroflorik asit konsantrasyonlarının bağlanma kuvvetini (SBS) artırdığını bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda yukarıda bahis edilen çalışmalara benzer şekilde asitleme, silan uygulaması, primer ve kompozit reçine uygulamasıyla braketleri yapıştırmaya karar verdik.

2000'li yıllardan beri seramik veya porselen veya seramik yüzeylere braket yapıştırılırken genellikle bağ gücünü artırdığı için bağlayıcı ajan silan kullanımı önerilmektedir (108). Fakat silanın etkisiyle ilgili çalışmalarda ara bağlantıyı güçlendirmesine ek olarak debonding sırasında seramik restorasyonlara zarar verdiği rapor edilmiştir. Cochrane ve ark. (155) 1997'de yaptıkları çalışmada silan kullanımının debonding sırasında porselen kırığı oluşumunu artırdığını bildirdiler. Aynı şekilde bunu destekleyen başka bir çalışmada, 1999'da Chung ve ark. (156) silan kullanımının önemli ölçüde daha yüksek bağlanma kuvveti (SBS) anlamına geldiği ancak aynı zamanda braketlerin koparılması sırasında seramik yüzeyin zarar görmesine neden olabileceği sonucuna varmışlar. Aynı şekilde Bishara ve ark. (157) 2005 yılında yaptıkları çalışmada, seramik yüzeylere en güvenilir yapıştırma prosedürünün yapıştırmadan önce hidroflorik asit ve silan kullanmak olduğunu bildirdikleri ancak bu aynı zamanda seramik yüzeye büyük zarar verdiğini de bildirmişlerdir. Özellikle son 10 yıldaki malzeme mühendisliğindeki gelişmeleri dikkat alacak olursak, günümüzde bahsedilen bu zararın ne kadar olduğuna dair

yeni çalışmalara gerektiği düşünülebilir. Bizim çalışmamızda braket koparılması sırasında örneklerin yüzeyinde görsel incelemede örneklerin çoğunda herhangi önemli yüzey defekti gözlenmedi.

2018’de yayınlanan bir in-vitro çalışmada Yao ve ark. (158), silan uygulaması sonrası veya uygulamadan aşındırılmış lityum disilikat cam seramiklerde All Bond Universal, Adhese Universal, Clearfil Universal Bond ve Single Bond Universal verimliliğini karşılaştırdı. Silan uygulanmamış grupların bağlanma etkinliğinin azaldığı ve ek silan uygulamasının uzun vadeli tutuculuğun dayanıklılığının artmasına yardımcı olduğu sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda kesme bağı kuvveti (SBS) ölçümü yapılmadığı için silan uygulamasının bağlanma kuvvetine etki yapıp yapmadığı incelenmemiştir.

Silan ve benzeri seramik bağlayıcı ajanlar ile ilgili 2020 yılında yayınlanan bir çalışmada Miersch ve ark. (159), silika bazlı seramik yüzeyler üzerinde bukkal tüplerin intraoral yapıştırılması için farklı klinik şartlandırma yaklaşımlarının ve amonyum poliflorür ve trimetoksisililpropil metakrilat bazlı deneysel primerin etkisini analiz etmişlerdir. Ortodontik ataşmanlar koparıldıktan sonra seramik yüzey korunacak ve protetik restorasyonlar yerinde değiştirilmeden kalacaksa, amonyum poliflorür ve trimetoksisililpropil metakrilat bazlı tek bileşenli bir seramik primer yeterli bağlanma kuvvetine ek olarak hidroflorik asit kullanımından kaçınmasına olanak sağlamaktadır. Ayrıca bu avantaja ek olarak kullanıcı dostu avantajını da sunar. Bir bukkal ortodontik ataşmanın yapıştırılması için seramik restorasyon yüzeyini koşullandırmak için tek bir adım yeterli olacağını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızın ana hedefi CAD-CAM seramik materyallerin renk stabilitesi olduğu için silan ve benzeri bağlayıcı ajanların karşılaştırılması yapılmamıştır.

Birçok çalışma kompozit rezin ve cam iyonomer siman gibi farklı yapıştırıcıları karşılaştırmıştır. Kompozitler genellikle cam iyonomer simanlardan daha iyi bağlanma kuvveti (SBS) değerleri göstermiştir (160, 161). Seramik restorasyon yüzeylere ortodontik ataşman yapıştırmak için günümüzde Transbond XT yapıştırma sistemi altın bir standart olup Fuji Ortho L.C (GC America) ve Spectrum (American Orthodontics) kompozit rezinler de yapılan çalışmalarda yeterli bağlanma kuvveti (SBS) ürettiği görülmüştür (162). Costa (163) 2012’de yaptığı çalışmada Transbond XT’nin Fuji’den daha yüksek bağlanma kuvveti (SBS) oluşturduğu ve daha uzun süreli asit ile pürüzlendirme ve silan kullanımının bağlanma kuvvetini (SBS) arttırdığı sonucuna varmıştır. Sundareswaran (164) 2012’de yaptığı

çalışmada Panavia'yı Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile karşılaştırdığında Panavia'nın (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japan) daha üstün bağlanma kuvveti sunduğunu bulmuştur. Lifshitz (160) 2006'de yaptığı çalışmada Transbond XT ve Fuji Ortho L.C'yi glaze uygulanmış veya uygulanmamış porselen yüzeylere bağlanma kuvvetini (SBS) araştırmıştır. Sonuç olarak porselen yüzeyinde glaze uygulamasının önemli olmadığı, her iki durumda da yeterli bağlanma kuvveti (SBS) elde edildiğini bildirmiştir. Bizim çalışmamızda bütün örnekler glaze uygulanmıştır. Çalışmamızda kompozit reçine olarak da yeygın olarak kullanılan Transbond XT tercih ettik.

Juntavee ve ark. (165) 2020 yılında yaptıkları çalışmada, çeşitli şartlar altında Transbond™ XT (3M), Light Bond™ (Reliance), or Blugloo™ (Ormco) kompozit reçinelerinin metal braket ile seramik yüzey arasındaki bağlanma kuvvetini (SBS) karşılaştırmışlar. Sonuç olarak, Blugloo™ (Ormco) kompozit reçinenin Transbond™ XT'ye (3M) ye göre önemli ölçüde daha yüksek bağlanma kuvveti oluşturduğunu ($p < 0.05$) ve aynı şekilde Transbond™ XT kompozit reçinenin Light Bond™ (Reliance) kompozit reçineye göre önemli ölçüde daha yüksek bağlanma kuvveti ($p < 0.05$) oluşturduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda kesme bağı kuvveti (SBS) değerlendirmedığımız için kompozit reçineleri ve diğer yapıştırma ajanlarının bağlanma kuvvetini değerlendirmedik.

Metal braketler genellikle özel olarak tasarlanmış braket sökücü pense veya düz kesici kullanılarak çıkarılır. Bu işlem braket gövdesindeki kanatlarının altından sıkılarak veya braket tabanının mine yüzeyine yakın sıkıştırılmasıyla çıkarılabilir. Son yıllarda seramik materyallerle ilgili yapılan in-vitro çalışmalarda braket ve seramik yüzey arasındaki bağlanma kuvvetini (SBS) değerlendirmek amacıyla braketlerin koparılması bir evrensel test makinesi aracılığıyla yapılmıştır (6, 95, 161). Bunun dışında üretici firma tarafından önerilen geleneksel veya mekanik yöntem (pense, düz kesici veya anahtar), özel olarak tasarlanmış uçların kullanıldığı ultrasonik yöntem, ısı ileten bir cihazı içeren bir elektrotermal yöntem, nane yağı gibi kompozit rezin çözücü debonding ajanları kullanımını ve son yıllarda gelişmekte olan Nd:YAG, CO₂, TM:YAP, diyet lazer veya Er:YAG gibi farklı lazer türleri ile braket koparma yöntemleri mevcuttur (166-169). Biz çalışmamızda braketleri geleneksel yöntem braket koparıcı pense yardımıyla seramik örneklerden kopardık.

7.2. Çalışmamızın Sonuçlarının Tartışılması

Genellikle ortodontik tedavi sonunda ortodontik ataşmanların koparılmasından sonra estetik CAD/CAM seramik restorasyonların yüzeyleri glaze uygulamasına ile kıyasla kolay ve erişilebilir olması, maliyetinin düşük olması ve laboratuvar gerektirmeden koltuk başında uygulanabilmesinden dolayı intraoral polisaj ile parlatılmaktadır. Gülce Alp ve ark. (170) yaptıkları in-vitro çalışmada, farklı yüzey işlemleri, glaze veya polisaj uygulamasından sonra CAD-CAM zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (Vita Suprinity) (n=18) ve lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD) örneklerinin (n=18) renk ve göreceli yarı saydamlık parametresi üzerinde kahve termosiküsünün etkisini değerlendirmişlerdir. Örnekler iki farklı yüzey işlemi (glaze veya polisaj) uygulanmıştır. Örnekler bir kahve solüsyonunda 5000 termosiklüse tabi tutuldu. Örneklerin renk koordinatları, kahve termosiklüsünden önce ve sonra bir spektrometre kullanılarak ölçülmüş ve CIEDE2000 renk farkı ve RTP formülleri kullanılarak renk farklılıkları ve yarı saydamlık değerleri hesaplanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında, tüm materyallerin tüm renk farkı ΔE değerleri, klinik olarak kabul edilebilirlik eşliğinden (<1.8 birim) daha küçüktü. Araştırmacılar malzeme tipinin renk farkı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu bildirmişler ($P=.018$). Göreceli yarı saydamlık için, malzeme ($P<.001$) ve termosiklüsü önemli bir etkiye sahipti ($P=.014$) ve yüzey işlemleri ile malzemeler arasında bir etkileşim bulundu ($P<.001$). CAD-CAM monolitik zirkonya takviyeli lityum silikat (Vita Suprinity) ve lityum disilikat cam-seramiklerin (IPS e.max CAD) farklı yüzey işlemleri, kahve termosiklüsünden sonra klinik olarak kabul edilebilir renk değişiklikleriyle sonuçlandı. Polisaj uygulanmış LDS (IPS e.max CAD) grup hariç tüm gruplardaki renk değişiklikleri algılanamadı. Lityum disilikat, kahve ısı çevriminden önce ve sonra zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikattan daha yarı saydamdı. Kahve termosiklüsü her iki malzemenin de yarı saydamlığını azaltmıştır. Araştırmacılar bu sonuçların ışığında yeniden glaze uygulamasını önermişlerdir. Bizim çalışmamızda da ortak malzeme yani zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (Vita Suprinity) polisaj sonrası ΔE değerleri yüksek çıkmıştır ($5,50\pm 4,10$). Vita Suprinity polisaj grubu hariç tüm diğer gruplar nispeten klinik olarak kabul edilebilir ΔE değerleri göstermiştir ($\Delta E < 3.5$).

Günay ve ark. (171) yaptıkları çalışmada porselen yüzey uygulamalarının distile su, kahve, kırmızı şarap ve kolaya maruz kalmadan önce ve sonra feldspatik porselenin renk değişimi üzerindeki etkilerini araştırmışlar. Örnekler 15 mm çapında ve 2 mm kalınlığında

diskler şeklinde hazırlanmış ve doğal glaze, çift iyon değiştirme glaze, fazladan glaze (overglaze) ve polisaj olmak üzere dört gruba ayrılmıştır. Örnekler kırmızı şarap, kahve veya kola içinde saklanmıştır. ıkartıldıktan sonra örnekler distile suya durulanıp kurutulmuştur. Renk lmleri spektrofotometre ile yapılmış ve CIE L*a*b* sistemi kullanılarak renk farklılıkları belirlenmiştir. Çalışmada, çeşitli yüzey işlemleri ve boyama solüsyonları uygulanmış örneklerin tamamında farklı periyotlarda meydana gelen renk değişimi ΔE istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Boyama süresi arttıa ΔE değerleri değişmiştir. Özellikle de D grubunda yani polisaj grubunda boyama süresi arttıa ΔE değerleri de arttığını bildirmişlerdir. Bizim alışmamızda da feldspatik seramik (Vitablocs® Mark II) hariç tüm malzemeler glaze uygulamasında polisaja nazaran daha düşük ΔE değerleri göstermiştir. Bu durum malzeme yapısıyla ilişkili olabilir.

Kanaat-Ertürk (172) estetik seramik materyallerle ilgili yaptığı in-vitro çalışmada, Lityum disilikat cam-seramik (IPS E.max CAD) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Vita Suprinity) CAD-CAM bloklarının çeşitli içeceklerde 1 haftalık, 2 haftalık, 1 aylık ve 2 aylık saklama sonrası ve polisaj pastası uygulamasından sonra renk stabilitesini araştırmışlardır. Tüm örneklere, 120 saniye boyunca su altında silikon karbür kâğıt (600-, 800- ve 1200-grit) ile polisaj uygulanmış ve örnekler 3 yüzey bitirme prosedürü kullanılarak hazırlanmıştır: glaze, mekanik polisaj ve üreticilerin talimatlarına göre dış boyama ve glaze. Lityum disilikat cam-seramik (IPS E.max CAD), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiğe (Vita Suprinity) kıyasla daha yüksek renk stabilitesi göstermiştir. Ayrıca polisaj macunu, renk bozulmasında klinik olarak kabul edilebilir değerlere bir azalma ile sonuçlanmıştır. Yazarlar sonuç olarak tek başına glaze uygulamasının, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity) ve lityum disilikat cam-seramik (IPS e.max CAD) için mekanik polisaj ve dış boyama ve glaze uygulaması ile ilgili olarak daha fazla renk stabilitesine yol açtığını bildirmişlerdir. Bizim alışmamızda da tek başına glaze uygulamasının, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity) ve lsit ile güçlendirilmiş feldspatik seramik (GC Initial® LRF BLOCK) mekanik polisaj uygulamasına nazaran daha fazla renk stabilitesine yol açtığını kaydettik. Fakat feldspatik seramik (Vita® Mark II) mekanik polisaj uygulamasında tek başına glaze uygulamasına nazaran daha fazla renk stabilitesi göstermiştir.

Funda zen ark. (173) yaptıkları çalışmada yapay yaşlandırma sonrası farklı yüzey bitirme işlemlerinin lityum disilikat cam seramiklerin (IPS e.max CAD), zirkonya takviyeli

lityum silikat seramiklerin (Vita Suprinity) ve rezin nanoseramiklerin (LAVA Ultimate) renk stabiliteleri üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Hazırlamanın ardından örnekler, her seramik grubu için basit randomizasyon kullanılarak üç alt gruba ayrılmış olup, birinci gruba manuel polisaj, ikinci gruba glaze ve üçüncü grup ise kontrol grubu olarak belirlenmiştir. Örnekler, herhangi bir solüsyon olmadan termal yaşlandırma için 5°C ve 55°C’de 30 saniye bekleme ve 10 saniye transfer süreli bir termal yaşlandırma cihazına (SD Mechatronik Thermocycler, Feldkirchen-Westerham, Almanya) yerleştirildi. Her örnek için toplamda 5.000 döngü gerçekleştirilmiştir. Örneklerin renk ölçümleri bir spektrofotometre ile renk parametreleri ve CIE Lab renk sistemi kullanarak, imalat sonrası temel renk ile 5000 döngü suni yaşlandırmadan sonra 4 aşamada gerçekleştirilmiştir (yani ilk ölçüm işlem öncesi, ikinci ölçüm cila sonrası, üçüncü ölçüm çimento uygulamasından sonra ve dördüncü ölçüm suni yaşlandırma sonrası). Sonuç olarak araştırmacılar rezin nanoseramiklerin (LAVA Ultimate), yapay yaşlandırma sonrasında zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity) ve lityum disilikat (IPS e.max CAD) seramiklerinden daha yüksek renk değişim değerleri ΔE sergilediğini bildirmişler. Manuel polisaj ve glaze uygulaması, LAVA Ultimate ve Vita Suprinity ($P > .05$) için benzer renk değişimiyle sonuçlandı. E.max CAD grubunda glaze, manuel polisaj ve kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak farklı sonuçlar vermiştir ($P < .05$). Seramik gruplarından zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity) ve lityum disilikat (E.max CAD) örneklerinin glaze alt grubunun renk değişim değerleri klinik olarak kabul edilebilir seviyenin altında ($\Delta E < 3.5$) bulundu. Tüm aşamalar için en düşük renk değişimi Vita Suprinity’de gözlemlendi. Bizim çalışmamızda Vita Suprinity’in hem manuel polisaj hem de glaze uygulaması sonrası istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar olmasa da renk değişimi ΔE değerleri 3.5’ten yani klinik olarak kabul edilebilir seviyeden yüksek çıkmıştır. Diğer iki materyal için renk değişimi ΔE değerleri 3.5’in altında çıkmış ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Akar ve ark. (174) 2014’te yaptıkları çalışmada, 3 farklı seramik çekirdek malzemesi (Shofu Ceramage dentin body, Cerabien ZR dentin ve IPS e.max Ceram dentin/ body) ve bir metal seramik (VMK95 metal ceramic dentin) restorasyonların yüzey pürüzlülüğü, renk değişimi ve yarı saydamlığı üzerine dört farklı yüzey bitirme protokollerinin; 50 mm Al_2O_3 tuzu ile air abrazyon aşındırması, polisaj kiti ile polisaj, polisaj kiti artı elmas polisaj pastası ile polisaj ve glaze uygulamalarının etkilerini araştırmışlardır. Bu çalışmada farklı olarak kullanılan materyaller yüzey malzemesi olmayıp çekirdek malzemesi kullanılmıştır. Örneklerin renk değişimi ΔE değerleri ve yarı saydamlık değerleri bir klinik

spektrofotometre ile ölçüldü. Sonuç olarak araştırmacılar polisaj kiti ile polisaj ve glaze yöntemlerinin tüm gruplarda istatistiksel olarak benzer yüzey pürüzlülük değerleri ortaya koyduğunu bildirmişlerdir ($P>.05$). Elmas polisaj patı yöntemi ile Cerabien ZR dentininde daha düşük yüzey pürüzlülük değerleri elde edilmiş ve metal seramik grupları kontrol grubu olarak görev almıştır. Cerabien ZR dentin materyali dışında farklı yüzey bitirme yöntemleri seramik sistemlerin renk değişimini etkilemiştir. Yüzey bitirme protokolleri Shofu Ceramage dentin gövdesi, IPS e.max Ceram dentin/gövde ve metal seramik (VMK95, metal seramik dentin) gruplarının yarı saydamlık değerlerini önemli ölçüde etkilemiştir ($P<.05$). Ayrıca test edilen seramikler için yarı saydamlığı etkilemeden en pürüzsüz yüzeyi ve en az renk değişimini elde etmek için tek bir yüzey bitirme protokolü önermemişlerdir. Air abrazyon ile yüzey aşındırma protokolü daha pürüzlü yüzeyler oluşturdu ve yarı saydamlığı azalttı ve zirkonya'daki (IPS e.max Ceram dentin/ body) renk değişimi bitirme protokollerinden etkilenmedi. Bu çalışmanın genel sonuçları değerlendirildiğinde, zirkonya ile güçlendirilmiş seramik materyallerin diğer seramik materyallerinden daha üstün optik ve fiziksel özellikler ortaya koyduğunu görmekteyiz. Ayrıca ΔE değerlerindeki değişiklikler de farklı yüzey bitirme protokolleri arasında önemli farklı olmuştur. Bizim çalışmamızda kullandığımız zirkonya ile güçlendirilmiş seramiğin (Vita Suprinity) polisaj ve glaze grupları arasında önemli ölçüde fark ortaya çıkmıştır. Özellikle polisaj renk farkı ΔE değerleri daha yüksek çıkmıştır.

Abu-Obaid ve ark. (45) ve ark 2020 yılında yaptıkları in-vitro çalışmada kahvenin CAD/CAM estetik seramik malzemelerinin (Vitablocs Mark II, VITA Enamic ve VITA Suprinity) farklı yüzey işlem protokollerinden sonra renk stabilitesine etkisini araştırmışlardır. Örnekler ($n = 10$) üç gruba ayrıldı: G1: Glaze (kontrol grubu), G2: Bitirme ve polisaj grubu ve G3: Bitirme ve polisaj sonrası yeniden glaze grubu. Yüzey işlemi, porselen için elmas polisaj sistemi (Diapol) ve ardından elmas polisaj pastası (Diapolisher) kullanılarak yapıldı. Örnekler 24 saat distile suya daldırıldı ve bitirme ve cilalamadan sonra temel renk ölçümü yapıldı. Her grup daha sonra bir hafta boyunca kahve solüsyonuna daldırıldı ve ikinci renk ölçümü yapıldı. Sonuçlar en yüksek bitirme ve polisaja tabi tutulan gruplarda olmak üzere, her üç seramik malzeme için 2.36 ile 2.54 arasında değişen değerleri ile boyamadan sonra renk değişim ΔE değerinde bir artış olduğunu göstermektedir. Bitirme ve polisaj gruplarındaki CAD/CAM seramik malzemelerinin rengi boyamadan sonra önemli ölçüde değişti ($P <0.05$). Vita Enamic ve Vita Suprinity'nin polisaj grupları glaze grubu (kontrol) ile karşılaştırıldığında boyamadan sonra istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar fark

edildi. Vitablocs Mark II’de boyama, polisaj ve yeniden glaze uygulanan grupların renginde kontrol grubu ile karşılaştırıldığında önemli bir değişikliğe neden olmadı ($P>0.05$). Ancak tekrar glaze uygulanmış ve kontrol grupları arasındaki renk değişimi tüm malzemeler için önemsiz bulundu ($P> 0.05$). Üç CAD/CAM materyalinin renk değişim değerleri artmasına rağmen, bu değişiklikler klinik olarak kabul edilebilir değerler içindeydi ($\Delta E <3.3$). Araştırmacılar ayrıca tüm malzemelerin glaze veya temel renk ve yeniden glaze grupları arasında önemli bir renk değişimi olmadığını bildirmişler. Bizim çalışmamızda da Vita Mark II’nin renk değişimi ΔE değerleri her iki grupta da düşük olmak üzere istatistiksel olarak da düşük çıkmıştır. Vita Suprinity ise renk değişimi değerleri her iki grupta yüksek çıkmıştır. Bizim çalışmamızda kahve solüsyonunda bekletme yerine braket yapıştırılıp kopartılmıştır. Dolayısıyla sonuçların farklı olması beklenebilir.

Kılınç ve ark. (21) yaptıkları in-vitro çalışmada, estetik CAD/CAM malzemelerinin (Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic, Vita Suprinity ve Vita Mark II) farklı bitirme ve cilalama prosedürleri (kontrol C, manuel polisaj M, glaze G) uygulaması ve ultraviyole (UV) yaşlandırmadan sonra bir spektrofotometre ile optik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Değerlendirilen tüm parametreler için yaşlandırma koşulları, malzeme tipi ve bitirme ve cilalama prosedürleri arasında önemli etkileşimler kaydedildi ($P<.001$). En yüksek ΔE değeri Lava Ultimate glaze grubunda ($\Delta E =22.7$), en düşük ise Vita Mark II-kontrol grubunda ($\Delta E =0.86$) gözlemlendi. Cilasız, manuel polisaj ve glaze uygulanan Vita Suprinity ve Vita Mark II örneklerinin ΔE değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($P>.05$). Glaze uygulaması, Lava Ultimate ve Cerasmart grupları için diğer alt gruplara göre önemli ölçüde daha yüksek ΔE değerleri ile sonuçlanmıştır ($P<.001$). Glaze uygulanmış Vita Enamic ($\Delta E=4.64$) örnekler, manuel polisaja ($\Delta E=6.6$) ve cilasız ($\Delta E=6.09$) gruplara göre daha düşük ΔE değerleri gösterdi. 3,3’ten yüksek ΔE değerleri klinik olarak kabul edilemez olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmada; Lava Ultimate, Cerasmart ve Vita Enamic, tüm alt gruplar için Vita Suprinity ve Vita Mark II’nin aksine, 3,3’ten büyük ΔE değerleri gösterdi. Vita Suprinity ve Vita Mark II için manuel polisaj ve glaze yöntemi kullanılarak benzer renk stabilitesi direnci ortaya koymuştur. Vita Suprinity’nin renk değişim parametreleri, bitirme ve cilalama prosedürlerinden bağımsız olarak tatmin ediciydi ve Vita Mark II’ye benzerdi. Yazarlar CAD/CAM malzemelerinin optik özelliklerinin, malzeme tipinden ve uygulanan yüzey bitirme ve cilalama prosedüründen etkilendiğini, Lava Ultimate ve Cerasmart için manuel polisaj, Vita Enamic için ise glaze uygulaması daha iyi bir seçim olduğunu bildirmişler. Vita Suprinity ve Vita

Mark II malzemeleri için renk stabilitesi açısından manuel polisaj veya glaze uygulamasının her ikisini de önermişler. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da Vita Mark II hem manuel polisaj hem de glaze uygulamasından sonra en stabil renk değişikliği ΔE değerleri ortaya koymuştur. Fakat Vita Suprinity manuel polisaj sonrası daha yüksek olmak üzere her iki grupta da yüksek renk değişikliği ΔE değerleri ortaya koymuştur.

Vasiliu ve ark. (175) 2020’de yaptıkları çalışmada, termosiklüs, yüzey işlemleri ve mikro yapının CAD/CAM ve ısıyla preslenmiş cam-seramik üzerindeki yarı saydamlık, opaklık ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada CAD/CAM materyalli olarak Vita Mark II, Vita Surinity ve IPS E.max CAD ve ısıyla preslenmiş materyal olarak da Vita PM9 FP, IPS E.max Press ve Celtra Press CLSP kullanılmıştır. Örnekler 1.5 ± 0.03 mm kalınlığında hazırlanmıştır. Hazırlanan örneklerin yarısına manuel polisaj yarısına da glaze uygulanmıştır. Optik ve pürüzlülük parametreleri için temel ölçümlerden sonra, örnekler distile su içinde 10.000 termosikl yaşlandırılmıştır. Sonuç olarak araştırmacılar yüzey işlemleri manuel polisaj ve glaze’in yarı saydamlık ve opaklık ve yüzey pürüzlülüğü üzerinde önemli bir etkiye sahip ($p < 0.05$) olduğunu ve yarı-saydamlık ve opaklık değerlerinin termosiklüsten önce ve sonra ısıyla preslenmiş ve CAD/CAM seramikler arasında önemli ölçüde fark ($p < 0.001$) ettiğini bildirmişlerdir. Yarı saydamlık ve opaklık kaybı en çok ısıyla preslenmiş Celtra Press CLSP ve Vita Suprinity CAD/CAM kaydedildi. Ayrıca mikroyapısal analizler, özellikle Vita Suprinity ve Celtra Press CLSP için camlı yüzeylerin termosiklüten daha fazla etkilendiğini ortaya koymuştur. Termosiklüsten en az etkilenen polisaj ve glaze uygulanmış IPS E.max Press olmuştur. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde uyguladığımız işlemlerden Vita Suprinity’nin optik özellikleri en çok etkilenen oldu.

Bizim çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında, feldspatik seramik materyali Vita Mark II malzemesinin braket koparılmasının ardından kalan kompozitin carbid frez yardımıyla temizlenmesi sonrası ile imalat sonrası renk değişikliği değerleri $\Delta E=1.08\pm 0,80$ olarak çok düşük çıkmıştır. Vita Mark II’nin imalat sonrası ile kompozitin carbid frez ile temizlenmesinden sonra uygulanan manuel polisaj sonrası renk değişikliği değerleri $\Delta E = 1.60 \pm 0.01$ olarak düşük çıkmıştır. Yine Vita Mark II’nin imalat sonrası ile kompozitin carbid frez ile temizlenmesinden sonra uygulanan yeniden glaze sonrası renk değişikliği değerleri $\Delta E = 2.67 \pm 1.03$ yani klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir. Bu sonuçlar yukarıda anlatılan çalışmalarla benzer bulunmuştur.

Lusit ile güçlendirilmiş feldspatik seramik materyali GC Initial® LRF BLOCK malzemesinin braket koparılmasının ardından kalan kompozitin carbid frez yardımıyla temizlenmesi sonrası ile imalat sonrası renk değişikliği değerleri $\Delta E = 2.38 \pm 1.99$, imalat sonrası ile kompozitin carbid frez ile temizlenmesinden sonra uygulanan manuel polisaj sonrası renk değişikliği değerleri $\Delta E = 1.91 \pm 0.78$ ve imalat sonrası ile kompozitin carbid frez ile temizlenmesinden sonra uygulanan yeniden glaze sonrası renk değişikliği değerleri $\Delta E = 1.45 \pm 0.96$ yani klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde kaydedilmiştir.

Zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik materyali Vita Suprinity malzemesinin braket koparılmasının ardından kalan kompozitin carbid frez yardımıyla temizlenmesi sonrası ile imalat sonrası renk değişikliği değerleri $\Delta E = 3.48 \pm 2.35$, imalat sonrası ile kompozitin carbid frez ile temizlenmesinden sonra uygulanan manuel polisaj sonrası renk değişikliği değerleri $\Delta E = 5.50 \pm 4.10$ ve imalat sonrası ile kompozitin carbid frez ile temizlenmesinden sonra uygulanan yeniden glaze sonrası renk değişikliği değerleri $\Delta E = 3.41 \pm 1.82$ saptanmıştır. İmalat sonrası ile kompozitin carbid frez ile temizlenmesinden sonra uygulanan yeniden glaze uygulaması sonrası renk değişikliği değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olsa da nispeten yüksek çıkmıştır. Fakat imalat sonrası ile kompozitin carbid frez ile temizlenmesinden sonra uygulanan manuel polisaj sonrası renk değişikliği değerleri $x \leq 3.5$ 'te büyük yani klinik olarak kabul edilebilir sınırların çok üstünde çıkmıştır.

Çalışmamızda elde ettiğimiz verilere bakıldığında CAD/CAM seramiklerin içeriği ve mikro yapısı renk stabilitesini etkilediği görünüyordu. Farklı CAD/CAM seramik markaları, içeriğine bakıldığında, zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik materyali Vita Suprinity yapıdaki seramikte anlamlı derecede yüksek renk değişikliği izlendi. Bulgumuz renklenme direnci ile glaze veya manuel polisaj arasında bağlantı olduğunu belirten Visiliu (175) ile benzemektedir. Çalışmaların benzer yönleri olsa da farklı çeşit (ısıyla preslenmiş veya CAD/CAM), farklı üreticilere ait seramik kullanılması ve farklı işlemlerin uygulanması bu çalışmaların tam olarak karşılaştırılmasını güçleştirmektedir. Diğer taraftan bizim çalışmamızda, incelenen CAD/CAM seramiklerin, kendi içinde farklı ΔE değerleri göstermesi, seramik materyali olarak farklı malzeme olması, seramik malzemesinin yapısal kalitesine uygulanan manuel polisaj veya yeniden glaze uygulaması sonrası renk değişim miktarının değişebileceği anlamına gelmektedir. Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında, CAD/CAM seramiğin renk performansı, seramik markasının aynı olmasına rağmen Vita

Suprinity, Vita Mark II'ye nazaran daha çok etkilenmiştir. Bununla birlikte Vita Suprinity braket yapıştırılıp koparılmasında sonra özellikle de manuel polisaj sonrası klinik olarak fark edilebilir renk değişikliği göstermiştir. Malzemelerden Vita Mark II her iki işlemde sonra en az etkilenen malzeme olmuştur. GC Initial® LRF BLOCK malzemesi braket koparılmasından sonra anlamlı olmasa da manuel polisaj ve glaze uygulamasına göre nispeten daha yüksek renk değişimi ΔE değerleri göstermiştir. Sonuçlar tüm CAD/CAM estetik seramik materyallerin renginin işleme bağlı değiştiğini göstermektedir. Ancak zaman içinde tüm CAD/CAM seramikler arasında benzer bir renk değişikliği yoktur.

Bizim bu çalışmamız ortodonti alanında özellikle yetişkin ortodontide nispeten değerlendirilmemiş bir araştırma alanını incelemiş ve klinisyenlere değerli bilgiler sunmakla birlikte sonuçlarımız dikkatli bir şekilde yorumlanmalıdır. Tüm in-vitro deneylerde olduğu gibi diyet, plak ve çiğnemenin etkileri ve uyguladığı kuvvet miktarı, tükürük ve içeriği gibi, ağız boşluğundaki koşulları birebir taklit etmek epey zordur. İstenilen şartların sağlanamaması, yeterli örnek bulmanın zor olması ve klinik testlerin yapılması zor olması gibi çeşitli faktörlerin kombinasyonu nedeniyle çalışmamız in-vitro olarak gerçekleştirilmiştir.

Ayrıca braket yapıştırılıp koparılmasının bile tek başına özellikle Vita Suprinity'de renklenmeye neden olduğu kaydedilmiştir. Sonuçlarımız hem Vita Mark II hem de GC Initial® LRF BLOCK CAD/CAM seramiklerin yüzey işlemlerinden klinik olarak kabul edilebilir eşik değerin altında renklenebileceğini göstermektedir.

7.3. Çalışmamızın Kısıtlılıkları

Bu çalışmanın sonuçlarını klinik uygulamayla karşılaştırınca bazı sınırlamalara rastlanmaktadır. Çalışmamız in-vivo olamaması en büyük kısıtlamadır. Karşılaştırmak için in-vivo çalışma bulunmamaktadır ve bu konuda daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir. Ayrıca bu çalışmada piyasada bulunun çeşitli ve farklı markalardan CAD/CAM estetik seramik materyalleri kapsamamaktadır.

8. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında 3 farklı estetik seramik CAD/CAM materyalinin, in-vitro ortamda braket yapıştırılıp koparılmasından sonra uygulanan manuel polisaj veya yeniden glaze uygulaması sonrası meydana gelen renk değişikliği incelenmiştir ve elde edilen sonuçlar aşağıda sıralanmıştır;

1. Test ettiğimiz tüm CAD/CAM seramik materyaller braket yapıştırılıp koparılması sonrası ve glaze veya polisaj uygulandığında renk değişikliği göstermiştir.
2. Tüm şartlarda Vita Mark II en yüksek renk stabilitesi gösterirken, Vita Suprinity ise en düşük ve istatistiksel olarak anlamlı renk stabilitesi göstermiştir. GC Initial® LRF BLOCK CAD/CAM renk stabilitesi klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde saptanmıştır.
3. Vita Mark II polisaj grubu glaze grubuna nazaran daha yüksek renk stabilitesi göstermiştir. GC Initial® LRF BLOCK CAD/CAM ve Vita Suprinity 'de ise glaze grupları daha yüksek renk stabilitesi göstermiştir.
4. Aynı marka farklı seramikler yani Vita Suprinity ve Vita Mark II, kendi içinde değerlendirildiğinde anlamlı derecelerde farklı renk değişimi gözlenmiştir. Bu da renk stabilitesinin malzeme yapısına göre değiştiği sonucuna varmamızı sağlamıştır.
5. Yüzey işlemleri manuel polisaj ve yeniden glaze uygulamasından bağımsız olarak braketin koparılmasından sonra bile Vita Suprinity klinik olarak fark edilebilir seviyenin hemen altında ($\Delta E = 3.4$) renk değişikliği göstermiştir.

Bu çalışma CAD/CAM estetik seramik materyallerin renk stabilitesinin ortodontik tedavi kapsamında uygulanan ataşman yapıştırma ve koparma sonrası yüzey işlemleri manuel polisaj ve yeniden glaze uygulamasından etkilendiğini göstermektedir. Yapılan diğer in-vitro çalışmalardan farklı olarak ortodontik ataşman yapıştırma ve koparma işleminde bu materyallerin optik özelliklerini etkilediğini görmekteyiz. Klinisyenler özellikle anterior bölgede estetik seramik restorasyonu bulunan hastaları, bu uygulamaların etkileri hakkında, özellikle Vita Suprinity'den yapılan restorasyonu olan hastaları bilgilendirmelidir. Bu konuyla ilgili ortodonti hastalarının taleplerini karşılayabilmek adına, CAD/CAM estetik seramik materyallerin renk stabilitesini araştıran daha fazla klinik çalışma yapılmalıdır. Klinisyenler ortodontik tedaviye başlamadan önce hastanın ağızında mevcut restorasyon malzemelerinin çeşidini bilmeli ve ona göre işlem uygulamalıdır. Restorasyonu çıkartıp yeniden glaze uygulamasından sonra takılması işlemi hem zaman hem maliyet ve emek açısından pahalı olmasından dolayı ağız içi manuel polisaj uygulaması önerilebilir. Bununla birlikte CAD/CAM estetik seramik materyallerin renk stabilitesini geliştirmek için üreticiler tarafından ilgili malzemelerin yapısı geliştirilmelidir.

9. KAYNAKLAR

1. Proffit WR, Fields HW, Larson B, Sarver DM (2018). Contemporary orthodontics-e-book Elsevier Health Sciences.
2. Buonocore MG (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research* 34(6): 849-853.
3. Newman G, Snyder W, Wilson Jr C, Hanesian D (1965). Adhesives and orthodontic attachments.(Preliminary investigation). *The Journal of the New Jersey State Dental Society* 37(3): 113-120 passim.
4. Zachrisson BU (1977). A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *American journal of orthodontics* 71(2): 173-189.
5. Herion DT, Ferracane JL, Covell DA, Jr. (2010). Porcelain surface alterations and refinishing after use of two orthodontic bonding methods. *Angle Orthod* 80(1): 167-174.
6. Ebert T, Elsner L, Hirschfelder U, Hanke S (2016). Shear bond strength of brackets on restorative materials: Comparison on various dental restorative materials using the universal primer Monobond(R) Plus. *J Orofac Orthop* 77(2): 73-84.
7. Jarvis J, Zinelis S, Eliades T, Bradley TG (2006). Porcelain surface roughness, color and gloss changes after orthodontic bonding. *Angle Orthod* 76(2): 274-277.
8. Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R (1988). Orthodontic bonding to porcelain--bond strength and refinishing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94(3): 245-252.
9. (2020). Polishing vs. Glazing Dental CAD/CAM Ceramics (e.max and zirconia) - WHAT is Best? [online]. Available from: <https://instituteofdigitaldentistry.com/cad-cam/glazing-vs-polishing-dental-ceramics-which-is-best/>. [Accessed June 17, 2020 2020].
10. Bajunaid SO (2017). Review of techniques for the intact removal of a permanently cemented restoration. *Gen Dent* 65(5): 48-53.
11. Vasileva R (2021). Techniques for Fixed Dental Restorations Removal - Classification, Decision on the Correct Approach, Advantages and Disadvantages. *Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers)* 27(1): 3510-3517.
12. Janardanan K, Anuroopa A, Varkey V, Lovely M (2014). Coronal disassembly systems and techniques: An overview. *Journal of Interdisciplinary Dentistry* 4(1).
13. Yilmaz C, Korkmaz T, Demirkoprulu H, Ergun G, Ozkan Y (2008). Color stability of glazed and polished dental porcelains. *J Prosthodont* 17(1): 20-24.
14. Jefferies SR (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 42(4): 613-627.
15. Naseh R, Afshari M, Shafiei F, Rahnamoon N (2018). Shear bond strength of metal brackets to ceramic surfaces using a universal bonding resin. *J Clin Exp Dent* 10(8): e739-e745.
16. Oldham CC, Ballard RW, Yu Q, Kee EL, Xu X, Armbruster PC (2020). In vitro comparison of shear bond strengths of ceramic orthodontic brackets with ceramic crowns using an aluminium oxide air abrasion etchant. *Int Orthod* 18(1): 115-120.
17. Sarıkaya I, Hayran Y (2018). Effects of Polishing on Color Stability and Surface Roughness of CAD-CAM Ceramics. *Meandros Medical and Dental Journal* 19(2): 153-159.

18. Kurt M, Bankoglu Gungor M, Karakoca Nemli S, Turhan Bal B (2020). Effects of glazing methods on the optical and surface properties of silicate ceramics. *J Prosthodont Res* 64(2): 202-209.
19. Ozen F, Demirkol N, Parlar Oz O (2020). Effect of surface finishing treatments on the color stability of CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont* 12(3): 150-156.
20. Mohamed M, Gomaa M (2020). Effect of surface finishing protocols on color and translucency of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic after thermo-mechanical aging and different staining solutions. *Egyptian Dental Journal* 66(4): 2491-2502.
21. Kilinc H, Turgut S (2018). Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 120(1): 107-113.
22. Sliney DH (2016). What is light? The visible spectrum and beyond. *Eye (Lond)* 30(2): 222-229.
23. Hecht E (2002). *Optics Addison-Wesley, Reading, Mass.*
24. Williamson SJ, Cummins HZ (1984). Light and color in nature and art. *Am J Phys* 52(2): 186.
25. Lens A, Nemeth SC, Ledford JK (2008). *Ocular anatomy and physiology Slack Incorporated.*
26. Smith T, Guild J (1931). The CIE colorimetric standards and their use. *Transactions of the optical society* 33(3): 73.
27. Kuehni RG (2002). The early development of the Munsell system. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur* 27(1): 20-27.
28. Wyszecki GnSWS (2000). *Color science : concepts and methods, quantitative data and formulae John Wiley & Sons, New York; Chichester.*
29. *Colorimetry C (2004). Commission Internationale de l'Éclairage: Vienna. Austria; p.*
30. Saleski CG (1972). Color, light, and shade matching. *J Prosthet Dent* 27(3): 263-268.
31. Lee Y (2004). Influence of illuminating and viewing aperture size on the color of dental resin composites. *Dental Materials* 20(2): 116-123.
32. Lee Y-K, Powers JM (2005). Color difference of four esthetic restorative materials by the illuminant. *American journal of dentistry* 18(5): 359-363.
33. Burkinshaw SM (2004). Colour in relation to dentistry. *Fundamentals of colour science. Br Dent J* 196(1): 33-41; discussion 29.
34. Sakaguchi RL, Powers JM (2012). *Craig's restorative dental materials.*
35. Swift EJ, Jr., Hammel SA, Lund PS (1994). Colorimetric evaluation of vita shade resin composites. *Int J Prosthodont* 7(4): 356-361.
36. Martin-de las Heras S, Valenzuela A, Bellini R, Salas C, Rubiño M, Garcia JA (2003). Objective measurement of dental color for age estimation by spectroradiometry. *Forensic Science International* 132(1): 57-62.
37. Abdalkadeer HK, Almarshedy SM, Al Ahmari NM, Al Moaleem MM, Aldosari AA, Al Ghazali NA (2020). Influence of the Coca-Cola Drinks on the Overall Color of Glazed or Polished Porcelain

Veneers Fabricated from Different Materials and Thicknesses: An In Vitro Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 21(1): 56-61.

38. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle C (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of dental research* 81(8): 578-582.
39. Rustogi K, Curtis J (1994). Development of a quantitative measurement to assess the whitening effects of two different oxygenating agents on teeth in vivo. *Compendium (Newtown, Pa) Supplement (17):* S631-634.
40. Amaechi BT, Higham SM (2002). Development of a quantitative method to monitor the effect of a tooth whitening agent. *The Journal of clinical dentistry* 13(3): 100-103.
41. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent* 80(6): 642-648.
42. Kuehni RG, Marcus RT (1979). An Experiment in Visual Scaling of Small Color Differences*. *Color Research & Application* 4(2): 83-91.
43. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res* 68(12): 1755-1759.
44. Johnston WM, Kao EC (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res* 68(5): 819-822.
45. Abu-Obaid A, AlMawash A, Alyabis N, Alzaaqui N (2020). An in vitro evaluation of the effect of polishing on the stainability of different CAD/CAM ceramic materials. *Saudi Dent J* 32(3): 135-141.
46. Ardu S, Braut V, Gutemberg D, Krejci I, Dietschi D, Feilzer AJ (2010). A long-term laboratory test on staining susceptibility of esthetic composite resin materials. *Quintessence Int* 41(8): 695-702.
47. Douglas RD, Brewer JD (1998). Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 79(3): 254-260.
48. Ragain JC, Johnston WM (2000). Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Color Research and Application* 25: 278-285.
49. Culpepper WD (1970). A comparative study of shade-matching procedures. *J Prosthet Dent* 24(2): 166-173.
50. Kanawati A, Richards MW (2009). Repeatability of a dental shade-matching instrument when compared to traditional visual methods of shade evaluation. *Gen Dent* 57(4): 323-327.
51. Hammad IA (2003). Intrarater repeatability of shade selections with two shade guides. *J Prosthet Dent* 89(1): 50-53.
52. Dagg H, O'Connell B, Claffey N, Byrne D, Gorman C (2004). The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. *Journal of Oral Rehabilitation* 31(9): 900-904.
53. Davison SP, Myslinski NR (1990). Shade selection by color vision-defective dental personnel. *J Prosthet Dent* 63(1): 97-101.
54. Paravina RDPJM (2004). *Esthetic color training in dentistry* Elsevier Mosby, St. Louis, Mo.
55. Johnston WM (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of dentistry* 37: e2-e6.
56. Alghazali N, Burnside G, Smith R, Preston AJ, Jarad F (2011). Performance assessment of Vita Easy Shade spectrophotometer on colour measurement of aesthetic dental materials. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 19: 168-174.

57. Koumpia E, Athanasiou A, Eliades T, Knösel M (2018). Precision of a Reflectance Spectrophotometer in Measuring Anterior Tooth Color. *The Open Dentistry Journal* 12: 884-895.
58. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Int J Periodontics Restorative Dent* 24(3): 222-231.
59. Wee A, Lindsey D, Kuo S, Johnston W (2006). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 22: 553-559.
60. Ahmad I (2008). *Protocols for predictable aesthetic dental restorations* John Wiley & Sons.
61. Guan YH, Lath DL, Lilley TH, Willmot DR, Marlow I, Brook AH (2005). The measurement of tooth whiteness by image analysis and spectrophotometry: a comparison. *J Oral Rehabil* 32(1): 7-15.
62. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J (1989). Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res* 68(12): 1760-1764.
63. Zyman P, Etienne JM (2002). Recording and communicating shade with digital photography: concepts and considerations. *Pract Proced Aesthet Dent* 14(1): 49, 51, 53 passim.
64. Ahmad I (2009). Digital dental photography. Part 4: choosing a camera. *Br Dent J* 206(11): 575-581.
65. Brewer JD, Wee A, Seghi R (2004). Advances in color matching. *Dent Clin North Am* 48(2): v, 341-358.
66. Stevenson B (2009). Current methods of shade matching in dentistry: a review of the supporting literature. *Dent Update* 36(5): 270-272, 274-276.
67. Lath DL, Wildgoose DG, Guan YH, Lilley TH, Smith RN, Brook AH (2007). A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching. *J Clin Dent* 18(1): 17-20.
68. Tabatabaian F, Beyabanaki E, Alirezai P, Epakchi S Visual and digital tooth shade selection methods, related effective factors and conditions, and their accuracy and precision: A literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* n/a(n/a).
69. Chu S, Trushkowsky R, Paravina R (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry* 38 Suppl 2: e2-16.
70. . Available from: <https://blog.hunterlab.com/blog/color-and-appearance-theory/spectrophotometer-vs-colorimeter-whats-the-difference/>.
71. Lee YK, Powers JM (2001). Color and optical properties of resin-based composites for bleached teeth after polymerization and accelerated aging. *Am J Dent* 14(6): 349-354.
72. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent* 88(6): 585-590.
73. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent* 101(3): 193-199.
74. Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom G (2009). Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *Int J Comput Dent* 12(3): 247-263.

75. Bajraktarova Valjakova E, Guguvcevski L, Korunoska-Stevkovska V, Gigovski N, Kapusevska B, Mijoska A, Bajevska J, Bajraktarova Misevska C, Grozdanov A (2019). MDR Dental Ceramic Materials Bajraktarova Valjakova E. 41: 30-34.
76. Zarone F, Russo S, Sorrentino R (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dental Materials* 27(1): 83-96.
77. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 98(5): 389-404.
78. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* 31(suppl 1): e58.
79. He L-H, Swain M (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental Materials* 27(6): 527-534.
80. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E (2015). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International journal of prosthodontics* 28: 227-235.
81. Bajraktarova Valjakova E, Grozdanov A, Guguvcevski L, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Mijoska A, Bajraktarova Misevska C (2018). Acid Etching as Surface Treatment Method for Luting of Glass-Ceramic Restorations, part 1: Acids, Application Protocol and Etching Effectiveness. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences* 6: 568.
82. Zaruba MTW, Mehl A (2017). Chairside systems: a current review. *International journal of computerized dentistry* 20 2: 123-149.
83. Arena A, Prete F, Rambaldi E, Bignozzi MC, Monaco C, Di Fiore A, Chevalier J (2019). Nanostructured Zirconia-Based Ceramics and Composites in Dentistry: A State-of-the-Art Review. *Nanomaterials (Basel)* 9(10).
84. Salinas TJ (2003). Contemporary ceramics for dentistry. *Pract Proced Aesthet Dent* 15(9): 690.
85. Ahrari F, Heravi F, Hosseini M (2013). CO2 laser conditioning of porcelain surfaces for bonding metal orthodontic brackets. *Lasers Med Sci* 28(4): 1091-1097.
86. Tahmasbi S, Shiri A, Badiie M (2020). Shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain surface using universal adhesive compared to conventional method. *Dental Research Journal* 17: 19.
87. Turkkahraman H, Kucukesmen HC (2006). Porcelain surface-conditioning techniques and the shear bond strength of ceramic brackets. *Eur J Orthod* 28(5): 440-443.
88. Faltermeier A, Roemer P, Reicheneder C, Proff P, Klinke T (2012). The Influence of Surface Conditioning of Ceramic Restorations before Metal Bracket Bonding. *Materials Sciences and Applications* 03.
89. Grewal Bach GK, Torrealba Y, Lagravere MO (2014). Orthodontic bonding to porcelain: a systematic review. *Angle Orthod* 84(3): 555-560.
90. Paranhos MP, Burnett LH, Jr., Magne P (2011). Effect Of Nd:YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int* 42(1): 79-89.
91. Mirhashemi A, Sharifi N, Moharrami M, Chiniforush N (2017). Evaluation of Different Types of Lasers in Surface Conditioning of Porcelains: A Review Article. *J Lasers Med Sci* 8(3): 101-111.
92. Ozer T, Basaran G, Berk N (2008). Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 134(2): 193-197.

93. Pathak A, Nandan H, Sthapak R, Sharma S, Dubey M (2019). Comparative assessment of hydrofluoric acid and sandblasting etching technique on porcelain crowns. *Asian Pacific Journal of Health Sciences* 6(2): 175-181.
94. Moradinezhad M, Moradi M, Shamohammadi M, Hormozi E, Ghorani A (2018). Porcelain color alteration after orthodontic bonding using three different surface preparation methods. *Dent Res J (Isfahan)* 15(3): 180-184.
95. Eslamian L, Ghassemi A, Amini F, Jafari A, Afrand M (2009). Should silane coupling agents be used when bonding brackets to composite restorations? An in vitro study. *Eur J Orthod* 31(3): 266-270.
96. Sarac YS, Elekdag-Turk S, Sarac D, Turk T (2007). Surface conditioning methods and polishing techniques effect on surface roughness of a feldspar ceramic. *Angle Orthod* 77(4): 723-728.
97. Nalcaci R, Cokakoglu S (2013). Lasers in orthodontics. *Eur J Dent* 7(Suppl 1): S119-S125.
98. Hilgers JJ, Tracey SG (2004). Clinical uses of diode lasers in orthodontics. *J Clin Orthod* 38(5): 266-273.
99. Roberts-Harry D (1994). Lasers in orthodontics. *Br J Orthod* 21(3): 308-312.
100. Akin H, Ozkurt Kayahan Z, Kirmali O, Kazazoglu E, Ak O (2011). Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments.
101. Gomes A, Ramos J, Santos del Riego S, Montero J, Albaladejo A (2013). Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er:YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers in medical science* 30.
102. Labunet A, Kui A, Sava S (2021). Laser Use in Creating Orthodontic Adhesion to Ceramic Surfaces. *Applied Sciences* 11: 2512.
103. Goldstein RE, Parkins FM (1994). Air-abrasive technology: its new role in restorative dentistry. *Journal of the American Dental Association* (1939) 125(5): 551-557.
104. Śmielak B, Klimek L (2018). Effect of Air Abrasion on the Number of Particles Embedded in Zirconia. *Materials* 11(2): 259.
105. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y, Van Meerbeek B (2017). Sandblasting may damage the surface of composite CAD–CAM blocks. *Dental Materials* 33(3): e124-e135.
106. Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C, Soliman M, Laffoon J (2005). The effect of porcelain surface conditioning on bonding orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist* 75(5): 858-864.
107. Simonsen R (1983). Tensile bond strength of etched porcelain. *J Den Res* 62: 297.
108. Labunet A, Kui A, Voinea-Tonea A, Vigu A, Sava S (2021). Orthodontic Attachment Adhesion to Ceramic Surfaces. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry* 13: 83-95.
109. Akazawa N, Koizumi H, Nogawa H, Kodaira A, Burrow M, Matsumura H (2018). Effect of etching with potassium hydrogen difluoride and ammonium hydrogen difluoride on bonding of a tri-n-butylborane initiated resin to zirconia. *Dental Materials Journal* 38.
110. Al-Wahadni (1998). Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *Journal* 64 8: 580-583.
111. Barghi N, Alexander L, Draugh RA (1976). When to glaze--an electron microscope study. *J Prosthet Dent* 35(6): 648-653.

112. Aksoy G, Polat H, Polat M, Coşkun G (2007). Effect of Various Treatment and Glazing (Coating) Techniques on the Roughness and Wettability of Ceramic Dental Restorative Surfaces. *Colloids and surfaces B, Biointerfaces* 53: 254-259.
113. Hultström A, Bergman M (1993). Polishing systems for dental ceramics. *Acta odontologica Scandinavica* 51: 229-234.
114. Powers JM, Kim HB, Turner DS (1997). Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Seminars in orthodontics*, 147-156.
115. Gange P (2015). The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 147(4 Suppl): S56-63.
116. Rueggeberg FA (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 87(4): 364-379.
117. Van Dijken JWV (1986). A clinical evaluation of anterior conventional, microfiller, and hybrid composite resin fillings: A 6-year follow-up study. *Acta Odontologica Scandinavica* 44(6): 357-367.
118. Rawls H, Upshaw F (2003). Restorative Resins in PHILLIP'S. *Science of Dental Material*: 401-417.
119. Carpena Lopes G, Narciso Baratieri L, de Andrada C, Mauro A, Vieira LCC (2002). Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence International* 33(3).
120. Dayangaç B (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar Güneş Kitabevi*.
121. Craig RG *Restorative Dental Materials*, 1997 Mosby year Book. Inc, St Louis, Missouri.
122. Sturtevant C, Robertson T, Heymann H, Sturtevant J (1995). The art and science of operative dentistry. St Louis: Mosby year book inc ch2 6(8): 16.
123. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2013). *Phillips' science of dental materials Elsevier Health Sciences*.
124. Lang BR, Jaarda M, Wang RF (1992). Filler particle size and composite resin classification systems. *J Oral Rehabil* 19(6): 569-584.
125. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials* 8(5): 310-319.
126. Lutz F, Phillips RW (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 50 4: 480-488.
127. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence International* 24(9).
128. Büyük SK, Kucukkekenci AS (2017). Effects of different etching methods and bonding procedures on shear bond strength of orthodontic metal brackets applied to different CAD/CAM ceramic materials. *The Angle Orthodontist* 88(2): 221-226.
129. Ozarslan MM, Ustun O, Buyukkaplan US, Barutçigil C, Turker N, Barutçigil K (2018). Assessment the Bond Strength of Ceramic Brackets to CAD/CAM Nanoceramic Composite and Interpenetrating Network Composite after Different Surface Treatments. *Biomed Res Int* 2018: 1871598.
130. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F (2016). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 55: 1-11.

131. IMAZATO S, TARUMI H, KOBAYASHI K, HIRAGURI H, ODA K, TSUCHITANI Y (1995). Relationship between the degree of conversion and internal discoloration of light-activated composite. *Dental materials journal* 14(1): 23-30,101.
132. Werneck E, Mattos F, Silva M, Prado R, Araújo A (2012). Evaluation of the increase in orthodontic treatment demand in adults. *Brazilian Dental Science* 15.
133. Al-Hity R, Gustin M-P, Bridel N, Morgon L, Grosogeat B (2012). In vitro orthodontic bracket bonding to porcelain. *The European Journal of Orthodontics* 34(4): 505-511.
134. Weir T (2017). Clear aligners in orthodontic treatment. *Australian Dental Journal* 62: 58-62.
135. Melkos AB (2005). Advances in digital technology and orthodontics: a reference to the Invisalign method. *Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research* 11 5: PI39-42.
136. Tamer I, Oztas E, Marsan G (2019). Orthodontic Treatment with Clear Aligners and The Scientific Reality Behind Their Marketing: A Literature Review. *Turkish Journal of Orthodontics* 32: 241-246.
137. Davidowitz G, Kotick PG (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics* 55(3): 559-570.
138. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal* 28(1): 44-56.
139. Kelly JR, Benetti P (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal* 56: 84-96.
140. Gürdal I, Atay A, Eichberger M, Cal E, Üsümez A, Stawarczyk B (2018). Color change of CAD-CAM materials and composite resin cements after thermocycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 120(4): 546-552.
141. Nogueira AD, Della Bona A (2013). The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD–CAM ceramics. *Journal of Dentistry* 41: e18-e23.
142. Günel Abduljalil B, Ongun S, Önöral Ö (2021). How will surface conditioning methods influence the translucency and color properties of CAD-CAM resin-matrix ceramics with different thicknesses? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 33(6): 925-934.
143. Turgut S, Bağış B, Korkmaz FM, Tamam E (2014). Do surface treatments affect the optical properties of ceramic veneers? *The Journal of prosthetic dentistry* 112(3): 618-624.
144. Koller M, Arnetzl G, Holly L, Arnetzl G (2012). Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *International journal of computerized dentistry* 15(2): 159-164.
145. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H (2015). Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental materials journal* 34(6): 881-887.
146. Shenoy A, Shenoy N (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry* 13(4): 195-203.
147. D'Arcangelo C, Vanini L (2007). Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *The journal of adhesive dentistry* 9 3: 319-326.
148. Larmour C, Bateman G, Stirrups D (2006). An investigation into the bonding of orthodontic attachments to porcelain. *The European Journal of Orthodontics* 28(1): 74-77.

149. Matos NRSd, Costa AR, Valdrighi HC, Correr AB, Vedovello SA, Santamaria M, Correr-Sobrinho L (2016). Effect of acid etching, silane and thermal cycling on the bond strength of metallic brackets to ceramic. *Brazilian dental journal* 27: 734-738.
150. Stella JPF, Oliveira AB, Nojima LI, Marquezan M (2015). Four chemical methods of porcelain conditioning and their influence over bond strength and surface integrity. *Dental press journal of orthodontics* 20: 51-56.
151. Gillis I, Redlich M (1998). The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 114(4): 387-392.
152. Alzainal AH, Majud AS, Al-Ani AM, Mageet AO (2020). Orthodontic bonding: review of the literature. *International Journal of Dentistry* 2020.
153. Ramakrishnaiah R, Alkheraif AA, Divakar DD, Matinlinna JP, Vallittu PK (2016). The Effect of Hydrofluoric Acid Etching Duration on the Surface Micromorphology, Roughness, and Wettability of Dental Ceramics. *International journal of molecular sciences* 17(6): 822.
154. Aguiar AP, Costa AR, Correr AB, Vedovello SA, Vedovello Filho M, Crepaldi MV, Valdrighi HC, Correr-Sobrinho L (2019). Effect of hydrofluoric acid concentration and thermal cycling on the bond strength of brackets to ceramic. *Brazilian dental journal* 30(6): 587-591.
155. Cochran D, O'Keefe KL, Turner DT, Powers JM (1997). Bond strength of orthodontic composite cement to treated porcelain. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 111(3): 297-300.
156. Chung C-H, Brendlinger EJ, Brendlinger DL, Bernal V, Mante FK (1999). Shear bond strengths of two resin-modified glass ionomer cements to porcelain. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 115(5): 533-535.
157. Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C, Laffoon J (2005). Bonding orthodontic brackets to porcelain using different adhesives/enamel conditioners: a comparative study. *World journal of orthodontics* 6(1).
158. Yao C, Yang H, Yu J, Zhang L, Zhu Y, Huang C (2018). High bond durability of universal adhesives on glass ceramics facilitated by silane pretreatment. *Operative dentistry* 43(6): 602-612.
159. Miersch S, König A, Mehlhorn S, Fuchs F, Hahnel S, Rauch A (2020). Adhesive luting of orthodontic devices to silica-based ceramic crowns—comparison of shear bond strength and surface properties. *Clinical oral investigations* 24(9): 3009-3016.
160. Lifshitz AB, D'Hers MC (2006). A comparison between the shear bond strength of brackets bonded to glazed and deglazed porcelain surfaces with resin-reinforced glass-ionomer cement and a bis-GMA resin adhesive. *World journal of orthodontics* 7(2).
161. Jost-Brinkmann P-G, Böhme A (1999). Shear bond strengths attained in vitro with light-cured glass ionomers vs composite adhesives in bonding ceramic brackets to metal or porcelain. *The journal of adhesive dentistry* 1(3): 243-253.
162. Pannes DD, Bailey DK, Thompson JY, Pietz DM (2003). Orthodontic bonding to porcelain: a comparison of bonding systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 89(1): 66-69.
163. Costa AR, Correr AB, Puppini-Rontani RM, Vedovello SA, Valdrighi HC, Correr-Sobrinho L, Vedovello Filho M (2012). Effect of bonding material, etching time and silane on the bond strength of metallic orthodontic brackets to ceramic. *Brazilian dental journal* 23: 223-227.

164. Sundareswaran S, Usman U (2012). Orthodontic possibilities on ceramic surfaces with 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate. *ORTHODONTICS: The Art & Practice of Dentofacial Enhancement* 13(1).
165. Juntavee P, Kumchai H, Juntavee N, Nathanson D (2020). Effect of Ceramic Surface Treatment and Adhesive Systems on Bond Strength of Metallic Brackets. *International Journal of Dentistry* 2020.
166. Bishara SE, Ortho D, Truiove TS (1990). Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: An in vitro study: Part I. Background and methods. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 98(2): 145-153.
167. Subramani K, Bollu P (2020). Debonding of Orthodontic Ceramic brackets: A comprehensive review of the literature – Part 1. *IP Indian Journal of Orthodontics and Dentofacial Research* 6: 109-113.
168. (2018). Er:YAG Laser for Metal and Ceramic Bracket Debonding: An In Vitro Study on Intrapulpal Temperature, SEM, and EDS Analysis. *Photomedicine and Laser Surgery* 36(11): 595-600.
169. Stewart SB, Chambers CP, Sandy JR, Su B, Ireland A (2014). Orthodontic debonding: methods, risks and future developments. *Orthodontic Update* 7(1): 6-13.
170. Alp G, Subasi MG, Johnston WM, Yilmaz B (2018). Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry* 120(2): 263-268.
171. Günay Y, Atay A, Ozkan Y, Akyil MS, Karayazgan B, Toksoy F (2009). Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. *Quintessence International* 40(7).
172. Kanat-Ertürk B (2020). Color Stability of CAD/CAM Ceramics Prepared with Different Surface Finishing Procedures. *Journal of Prosthodontics* 29(2): 166-172.
173. Ozen F, Demirkol N, Oz OP (2020). Effect of surface finishing treatments on the color stability of CAD/CAM materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 12(3): 150.
174. Akar GC, Pekkan G, Çal E, Eskitaşçıoğlu G, Özcan M (2014). Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 112(2): 314-321.
175. Vasiliu R-D, Porojan SD, Bîrdeanu MI, Porojan L (2020). Effect of Thermocycling, Surface Treatments and Microstructure on the Optical Properties and Roughness of CAD-CAM and Heat-Pressed Glass Ceramics. *Materials* 13(2): 381.