T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI HİBRİT ABUTMENTLAR ÜZERİNE HAZIRLANAN FARKLI KALINLIKLARDAKİ ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİKLERİN OPTİK ÖZELLİKLERİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

ESRA AYŞE DİLAVERLER YARDIM

TEZ DANIŞMANI
DR. ÖĞR. ÜYESİ CUMHUR KORKMAZ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

DOKTORA TEZİ
EYLÜL/2023

İTHAF

“Aileme ithaf ediyorum”

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca akademik ve mesleki engin bilgisi ile bana yol gösteren, üzerimde emeği olan, tez çalışmamın tüm aşamalarında sabrını, ilgisini ve desteğini esirgemeyen, her zaman öğrencisi olmaktan mutluluk duyduğum değerli hocam ve tez danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Cumhur KORKMAZ'a,

Eğitim sürecim boyunca engin bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen saygıdeğer hocam sayın Prof. Dr. Arzu ATAY'a,

Bilgi ve klinik tecrübeleriyle bana katkıda bulunan, yardımlarını ve iyi niyetini hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam sayın Doç. Dr. Sibel DİKİCİER'e,

Tez jürimin değerli üyeleri sayın Prof. Dr. Coşkun YILDIZ, Prof. Dr. Umut ÇAKAN ve Doç. Dr. Barış KARABULUT'a,

Tezimin deney aşamalarında desteğini esirgemeyen sayın Dr. Öğr. Üyesi Melih ŞENGÜL ve laboratuvar ekibine,

Doktora eğitimimin ilk gününden itibaren bana manevi olarak destek olan ve zorluklar karşısında yalnız bırakmayan başta dönem arkadaşlarım olmak üzere beraber çalışmayı keyifli kılan tüm değerli asistan arkadaşlarıma,

Tüm eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi sonsuz desteklerini esirgemeyen, bugünlere gelmemde büyük emekleri olan, canım annem ve babam Semra-Ömer Tahir DİLAVERLER'e, canım kardeşim Melisa DİLAVERLER'e ve eğitim hayatımın başlangıcından itibaren yön veren, her daim destekleyen sevgili teyzem Sema ŞAVKAN ESEN'e,

Beni her zaman ve her koşulda destekleyen, motive eden, derdimi paylaşan biricik eşim Nusret YARDIM'a sonsuz teşekkür ederim.

Esra Ayşe DİLAVERLER YARDIM

Bu proje, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2022/045 numarası ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

İTHAF iv
TEŞEKKÜR v
İÇİNDEKİLER vi
TABLOLAR LİSTESİ ix
ŞEKİLLER LİSTESİ x
SİMGELER VE KISALTMALAR xii
ÖZET xiv
ABSTRACT xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. DENTAL İMPLANTLARIN TANIMI VE TARİHÇESİ 3
2.2. DENTAL İMPLANTLARIN KOMPONENTLERİ 4
2.3. DENTAL ABUTMENTLAR 5
2.3.1. Retansiyon Bağlantı Türüne Göre Abutmentlar 7
2.3.1.1. Siman tutuculu abutmentlar 7
2.3.1.2. Vida tutuculu abutmentlar 8
2.3.2. Üretim Şekillerine Göre Abutmentlar 8
2.3.2.1. Prefabrike abutmentlar 8
2.3.2.2. Bireysel (Custom) abutmentlar 9
2.3.2.3. Hibrit (Ti-base) abutmentlar 9
2.3.2. Kullanılan Materyale Göre Abutmentlar 11
2.3.2.1. Dökülebilir metaller 11
2.3.2.4. Zirkonya 13
2.3.3.5. Polietereterketon 14
2.4. DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN CAD-CAM MATERYALLER 15
2.4.1. Cam Matriks Seramikler 16
2.4.1.2. Sentetik seramikler 17
2.4.1.3. Cam infiltre seramikler 20
2.4.2. Polikristalin Seramikler 20
2.4.3. Rezin Matriks Seramikler 21
2.4.4. Polimerler 23
2.4.5. Kompozitler 24
2.5. ADEZİV REZİN SİMANLAR 24
2.5.1. Kimyasal İçeriklerine Göre Rezin Simanlar 25

2.5.1.1. Bis-GMA içerikli rezin simanlar 25
2.5.1.2. Silan içerikli rezin simanlar 26
2.5.2. Adeziv Mekanizmasına Göre Rezin Simanlar 26
2.5.2.1. Asitlenen ve yıkanan (etch&rinse) rezin simanlar 26
2.5.2.2. Kendinden asitli (self-etch) rezin simanlar 27
2.5.3. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Rezin Simanlar 28
2.5.3.3. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar 29
2.6. DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK 30
2.6.1. Işık ve Renk Kavramı 30
2.6.1.1. Kırılma ve yansıma 31
2.6.1.2. Transparanlık, translusentlik ve opaklık 31
2.6.1.3. Floresanslık 31
2.6.1.4. Opalesanslık 32
2.6.1.5. Metamerizm 32
2.6.2. Renk Sistemleri 32
2.6.2.1. Munsell renk sistemi 33
2.6.2.2. CIELab renk sistemi 34
2.6.2.3. CIEDE2000 renk sistemi 35
2.6.3. Renk Tespit Yöntemleri 36
2.6.3.1. Görsel renk tespiti 36
2.6.3.2. Aletli renk tespiti 36
3. GEREÇ VE YÖNTEM 39
3.1. TİTANYUM ALTYAPI (Tİ-BASE) ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI 42
3.2. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI 44
3.2.1. Zirkonya Koping Örneklerin Elde Edilmesi 44
3.2.2. Lityum Disilikat Cam Seramik Koping Örneklerin Elde Edilmesi 47
3.2.3. Hibrit Seramik (PICN) Koping Örneklerin Elde Edilmesi 50
3.2.4. PEEK Koping Örneklerin Elde Edilmesi 51
3.2.5. Self-Cure (Multilink Hybrit Abutment Cement) ve Light-Cure (Choice 2 Veneer Cement) Rezin Siman Örneklerinin Elde Edilmesi 53
3.2.6. Hibrit Abutment Örneklerinin Oluşturulması 55
3.3. KONTROL GRUBU ABUTMENT ÖRNEKLERİNİN OLUŞTURULMASI 56
3.4. PROTETİK ÖRNEKLERİN ELDE EDİLMESİ 57
3.5. SPEKTROFOTOMETRİK ANALİZLERİN YAPILMASI 59
3.5.1. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması 59
3.5.2. İstatistiksel Analiz 60
4. BULGULAR 61

4.1. KONTROL GRUPLARININ RENK DEĞERLERİNE AİT BULGULAR 61
4.2. HİBRİT ABUTMENT GRUPLARININ L DEĞERLERİNİN KONTROL GRUPLARIYLA KARŞILAŞTIRILMASI 61
4.3. HİBRİT ABUTMENT GRUPLARININ C DEĞERLERİNİN KONTROL GRUPLARIYLA KARŞILAŞTIRILMASI 64
4.4. HİBRİT ABUTMENT GRUPLARININ h DEĞERLERİNİN KONTROL GRUPLARIYLA KARŞILAŞTIRILMASI 67
4.5. HİBRİT ABUTMENT GRUPLARININ ΔE_{00} DEĞERLERİNİN KONTROL GRUPLARIYLA KARŞILAŞTIRILMASI 69
5. TARTIŞMA 73
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 91
KAYNAKLAR 93

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2. 1: Dental implantın komponentleri 4

Tablo 2. 2: Abutment sınıflandırması 6

Tablo 3. 1: Çalışmada kullanılan materyaller 41

Tablo 4. 1: Kontrol gruplarına ait L^*, C^*, h^* değerleri (ortalama±standart sapma) 61

Tablo 4. 2: Farklı materyal ve kalınlıkların L^* değerleri üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi 62

Tablo 4. 3: Farklı materyal ve kalınlıklara göre L^* değerlerinin karşılaştırılması 62

Tablo 4. 4: Farklı materyal ve kalınlıkların C^* değerleri üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi 64

Tablo 4. 5: Farklı materyal ve kalınlıklara göre C^* değerlerinin karşılaştırılması 65

Tablo 4. 6: Farklı materyal ve kalınlıkların h^* değerleri üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi 67

Tablo 4. 7: Farklı materyal ve kalınlıklara göre h^* değerlerinin karşılaştırılması 68

Tablo 4. 8: Farklı materyal ve kalınlıkların ΔE_{00}^* değerleri üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi 70

Tablo 4. 9: Farklı materyal ve kalınlıklara göre ΔE_{00}^* değerlerinin karşılaştırılması 70

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2. 1: Dental seramiklerin sınıflandırılması 16

Şekil 3. 1: Çalışmada izlenen yöntem 40

Şekil 3. 2: GradeV Titanyum plakalar 43

Şekil 3. 3: CNC (Computer Numerical Control) tel erozyon cihazı (Duo43, Makino, Almanya) 43

Şekil 3. 4: Hazırlanan Ti-base örnekleri 43

Şekil 3. 5: Skymen Heatable Ultrasonic Cleaner JP4820, Çin 44

Şekil 3. 6: Titanyum örneklere uygulanan yüzey işlemi 44

Şekil 3. 7: Zirkonya koping örneklerin hazırlanması 45

Şekil 3. 8: Redon GTC, Redon Teknoloji 45

Şekil 3. 9: Zirkonya örneklerin final kalınlığı 46

Şekil 3. 10: Zirkonya koping örneklere uygulanan yüzey işlemii 46

Şekil 3. 11: Hazırlanan zirkonya koping örnekleri 46

Şekil 3. 12: Hassas kesim cihazı (Mecatome T180, Presi, Fransa) 47

Şekil 3. 13: Programat P500 fırınına yerleştirilen LDS örnekleri 48

Şekil 3. 14: Polisaj makinesi (Minitech 233, Presi, Fransa) 48

Şekil 3. 15: LDS örneklerin final kalınlığı 48

Şekil 3. 16: LDS koping örneklerine uygulanan yüzey işlemleri 49

Şekil 3. 17: Hazırlanan LDS koping örnekleri 49

Şekil 3. 18: Çalışmada kullanılan hibrit seramik materyali 50

Şekil 3. 19: Hazırlanan hibrit seramik örneklerinin final kalınlığı 50

Şekil 3. 20: PICN örnek yüzeylerine asit ve bond uygulaması 51

Şekil 3. 21: Hazırlanan hibrit seramik koping örnekleri 51

Şekil 3. 22: Hazırlanan PEEK koping örneklerin final kalınlığı 52

Şekil 3. 23: PEEK yüzeyine silan uygulaması 52

Şekil 3. 24: Hazırlanan PEEK koping örnekleri 52

Şekil 3. 25: Multilink Hibrit Abutment Simanı 53

Şekil 3. 26: Hazırlanan self-cure rezin siman örneklerin final boyutları 53

Şekil 3. 27: Hazırlanan self-cure rezin siman örnekleri 54

Şekil 3. 28: Choice-2 light-cure rezin simanı 54

Şekil 3. 29: Woodpecker ışık cihazı 55

Şekil 3. 30: Strong 210 mikromotor 55

Şekil 3. 31: Hazırlanan light-cure siman örneğinin boyutları 55

Şekil 3. 32: Gliserin jel 56

Şekil 3. 33: Hibrit abutment gruplarının oluşturulması 56

Şekil 3. 34: CeltraDuo, Denstply Sirona 57

Şekil 3. 35: ZLS materyalinde iki farklı kalınlıkta örnek elde edilmesi 57

Şekil 3. 36: OptraGloss Polisaj seti 58

Şekil 3. 37: ZLS yüzey işlemleri 58

Şekil 3. 38: Hibrit abutment örneklerinin oluşturulması 59

Şekil 3. 39: Örneklerin renk ölçüm kabininde spektrofotometrik ölçümü 60

Şekil 4. 1: Grupların L^* değerleri grafiği 63

Şekil 4. 2: Grupların C^* değerleri grafiği 65

Şekil 4. 3: Grupların h^* değerleri grafiği 68

Şekil 4. 4: Grupların $\Delta E_{00}{}^*$ değerleri grafiği 71

SİMGELER VE KISALTMALAR

µm : Mikrometre

3D : 3 Boyutlu

ADA : American Dental Association (Amerikan Diş Hekimliği Birliği)

Al_2O_3 : Alüminyum Oksit

Bis-GMA : Bisfenol-A glisidil metakrilat

Ca : Kalsiyum

CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM : Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

CEREC : Ceramic Reconstruction

CIE : Uluslararası Renk Komisyonu

CNC : Computer Numerical Control

Co : Kobalt

Cu : Bakır

Fe : Demir

GPa : Gigapaskal

HF : Hidroflorik asit

ISO : Uluslararası Standartlar Organizasyonu

K : Potasyum

LDS : Lityum Disilikat

Mg : Magnezyum

MgO : Magnezyum oksit

mm : Milimetre

MMA : Metilmetakrilat

MPa : Megapaskal

N : Newton

nm : Nanometre

PEEK : Polietereterketon

PICN : Polimer infiltre seramik ağ

PMMA : Polimetilmetakrilat

Rpm : Revolutions per Minute (Dakikadaki devir sayısı)

sn : saniye

TEGDMA : Trietilen glikol dimetakrilat

Ti : Titanyum

TiO_2 : Titanyum dioksit

UDMA : Üretan dimetakrilat

Y : İtriyum

Y_2O_3 : İtriyum Oksit

Y-TZP : İtriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali

ZLS : Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik

Zr : Zirkonyum

ZrO_2 : Zirkonyum dioksit

ΔE_{00} : CIEDE2000 Delta E değeri (Renk Değişim Değeri)

FARKLI HİBRİT ABUTMENTLAR ÜZERİNE HAZIRLANAN FARKLI KALINLIKLARDAKİ ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİKLERİN OPTİK ÖZELLİKLERİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı; farklı materyaller ile hazırlanan hibrit abutment örneklerinin, farklı kalınlıklardaki zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (ZLS) kuronlar ile oluşturduğu optik özelliklerin, spektrofotometrik analizler ile in vitro olarak incelenip karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Titanyum altyapıların (12x14x1,0 mm) üzerine, lityum disilikat (LDS), hibrit seramik (PICN), polietereterketon (PEEK) ve zirkonya (Zr) materyallerinden hazırlanan kesitler (12x14x0,7 mm; n=10) yerleştirilerek 80 adet hibrit abutment örneği elde edildi. Kontrol grupları olarak 20 adet Zr örnek (12x14x1,8 mm) hazırlandı. Tüm abutment tasarımlarının üzerine, ZLS materyalinden iki farklı kalınlıkta (1,0 mm ve 1,5 mm) kuron örnekleri hazırlandı. Oluşturulan hibrit abutment-kuron konfigürasyonlarının spektrofotometrik analizleri yapıldı ve CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülü yardımıyla renk değişimi hesaplandı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Materyal ve kalınlık etkileşiminin L^*, C^*, h^* ve ΔE_{00} üzerindeki etkisi Two-way ANOVA testi ile değerlendirilmiş, post hoc analizlerde Tukey HSD test kullanılmıştır ($p<0,05$).

Bulgular: Hibrit abutmentları oluşturan materyallerin türünün ve üst yapı restorasyon kalınlığının; final restorasyonun L^*, C^*, h^* ve ΔE_{00} üzerinde anlamlı etkisi olduğu görüldü ($p<0,05$). 1,0 mm ZLS kuron gruplarındaki ΔE_{00} değerleri en düşükten yükseğe doğru; Z1 (Zr; ΔE_{00}=1,88), L1 (LDS; ΔE_{00}=2,29), V1 (PICN; ΔE_{00}=2,36), P1 (PEEK; ΔE_{00}=3,04) şeklinde sıralandı. 1,5 mm ZLS kuron gruplarındaki ΔE_{00} değerleri ise; Z2 (Zr; ΔE_{00}=1,34), L2 (LDS; ΔE_{00}=1,37), V2 (PICN; ΔE_{00}=1,37), P2 (PEEK; ΔE_{00}=2,87) şeklinde sıralandı. Bütün gruplardaki renk değişimi algılanabilirlik eşiğinin üzerindedir (ΔE_{00}>0,8). Z2, V2 ve L2'nin ΔE_{00} değerinin kabul edilebilirlik eşiğinin altında olduğu tespit edildi (ΔE_{00}<1,8).

Sonuç: Farklı optik özelliklere sahip altyapı materyalleri üzerine yerleştirilen ZLS kuronların, kalınlıklarının artırılması ile kabul edilebilir estetik sonuçlara ulaşılabilir. Ancak PEEK ile oluşturulan hibrit abutmentlar, kabul edilebilirlik eşiğinin üzerinde gösterdiği sonuçlardan dolayı estetik olarak önerilmemektedir(ΔE_{00}>1,8).

Anahtar Kelimeler: CIEDE2000, Hibrit Abutment, Renk, Ti-Base, ZLS

IN VITRO INVESTIGATION OF OPTICAL PROPERTIES OF ZIRCONIA REINFORCED LITHIUM SILICATE GLASS CERAMICS WITH DIFFERENT THICKNESSES PREPARED ON DIFFERENT HYBRID ABUTMENTS

ABSTRACT

Aim: The aim of this study is to examine and compare the optical properties of hybrid abutment samples prepared with different materials with zirconia-reinforced lithium silicate ceramic (ZLS) crowns of different thicknesses in vitro with spectrophotometric analyzes.

Materials and Methods: 80 hybrid abutment specimens were obtained by placing sections (12x14x0.7 mm; n=10) prepared from lithium disilicate (LDS), hybrid ceramic (PICN), polyetheretherketone (PEEK) and zirconia (Zr) materials on titanium substructures (12x14x1.0 mm). 20 Zr specimens (12x14x1.8 mm) were prepared representing ceramic abutments. Then, crown samples of two different thicknesses (1.0 mm and 1.5 mm) were prepared from ZLS blocks. Hybrid abutment-crown configurations were created by placing these samples on the hybrid abutment and control groups samples. Spectrophotometric analyzes of the hybrid abutment-crown configurations were made and the color change was calculated with the help of the CIEDE2000 (ΔE_{00}) formula. The suitability of the parameters to the normal distribution was evaluated statistically by Kolmogorov-Smirnov and Shapiro Wilks tests. The effect of material and thickness interaction on L, C, h and ΔE_{00} was evaluated with Two-way ANOVA test, Tukey HSD test was used in post hoc analyzes ($p<0.05$).

Results: It was observed that the type of abutment material and the thickness of the superstructure material were significant over L, C, h parameters ΔE00 value ($p<0.05$). The ΔE00 values in the 1.0 mm ZLS crown groups, from lowest to highest, are Z1 (Zr; ΔE_{00}=1.88), L1 (LDC; ΔE_{00}=2.29), V1 (PICN; ΔE_{00}=2.36), P1 (PEEK; ΔE_{00}=3.04) sorted. The ΔE00 values in the 1.5 mm ZLS crown groups are Z2 (Zr; ΔE_{00}=1.34), L2 (LDC; ΔE_{00}=1.37), V2 (PICN; ΔE_{00}=1.36), P2 (PEEK; ΔE_{00}=2.87). The color change in all groups is above the perceptibility threshold ($\Delta E_{00}>0.8$). It was determined that the ΔE_{00} value of Z2, V2 and L2 was at a acceptability threshold ($\Delta E_{00}<1.8$).

Conclusion: Acceptable aesthetic results can be achieved by increasing the thickness of ZLS crowns on coping materials with different optical properties. However, hybrid abutments created with PEEK are not recommended aesthetically due to results above the acceptability threshold (ΔE_{00}>1.8).

Keywords: CIEDE2000, Hybrid Abutment, Color, Ti-Base, ZLS

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Doğal dişlerin kaybı; estetik, fonasyon ve fonksiyonel açıdan birçok problemlere sebep olmaktadır. Bu durum, kişilerin psikolojisini ve yaşam kalitesini olumsuz etkilemektedir. Protetik tedavilerde esas amaç; kaybedilen dişlerin yapısal bütünlüğünü, fonksiyonunu ve estetiğini doğal dişlere en yakın haliyle yerine koyabilmektir. Günümüzde eksik dişlerin protetik tedavisinde konvansiyonel kuron/köprü restorasyonlarına alternatif olarak, eksik dişlerin protetik tedavisinde sıklıkla implant destekli restorasyonlar tercih edilmektedir. Özellikle anterior bölgede yapılan implant destekli restorasyonlarda, optimal estetiğin sağlanması ve devamlılığının korunması, ancak iyi bir planlama ve titiz bir çalışma ile mümkün olmaktadır.

Diş eti biyotipinin ince olduğu ya da implantın bukkale yerleştirildiği vakalarda titanyum abutment materyalinin gri rengi, implant çevresi mukozadan yansımaktadır. Bu durum estetik görünüm açısından problemlere sebep olduğundan, klinisyenleri ve üreticileri daha estetik abutment materyali arayışına yönlendirmiştir. Bunun sonucunda, estetiğin önemli olduğu anterior bölgedeki restorasyonlarda seramik abutment kullanımı düşünülmüştür. Lokal ve sistemik herhangi bir yan etki oluşturmadığı çeşitli çalışmalarla kanıtlanan ve yüksek biyouyumluluk gösteren zirkonya materyali, seramik abutment üretiminde kullanılabilmektedir. Ancak titanyum implant ve zirkonyum abutment arasındaki elastisite modülüsünün farklı olmasından dolayı, implant gövdesi ile implant vidasında yorulma ve aşınma oluşabilmektedir. Bu durum periimplantitis, kemik kaybı, implant kaybı, vida kaybı, plak retansiyonu ve titanyum materyalindeki aşınma sonucu ortaya çıkan partiküllerin neden olabildiği metal alerjisi gibi çeşitli komplikasyonlara yol açabilmektedir. Titanyum implant ile zirkonyum abutment birleşim arayüzünde oluşabilecek bu komplikasyonlar nedeniyle, zirkonyum abutment kullanımı son yıllarda popülaritesini kaybetmeye başlamıştır. Bu sebeple titanyumun dayanıklılığı ile seramik materyalin estetik özelliklerini biraraya getirme konusunda çalışmalar yapılmış ve "hibrit abutment" fikri ortaya çıkmıştır. Hibrit abutment; titanyum altyapı (Ti-base) üzerine cam seramik, hibrit seramik, zirkonya içerikli seramik ya da PEEK gibi materyallerden üretilen bir ara parçanın (mesostructure, koping) rezin siman ile simantasyonu sonucu elde edilmektedir. Böylelikle, titanyum implant ile seramik abutment birleşim

arayüzünün aksine, titanyum implant ile Ti-base bağlantısı sağlanarak mekanik dayanıklılık artırılmıştır.

Yüksek estetik, optimal dayanıklılık ve biyouyumluluk arayışı implant destekli restorasyonlarda da tam seramik sistemlerin kullanımını artırmıştır. Yapılan çalışmalar sonucu, günümüzde kullanılan çeşitli dental materyallerin estetik ve mekanik özellikleri geliştirilerek ideal protetik materyal elde edilmeye çalışılmaktadır. Bu amaçla estetik özellikleri ile ön plana çıkan cam seramiklere lösit ve lityum silikat kristalleri eklenerek dayanıklılığın artırılması sağlanmıştır. Günümüzde cam seramiklerin yapısına zirkonyum oksit (ZrO_2) ilave edilerek ZLS seramikler geliştirilmiştir. Son yıllarda geliştirilen bu sistem ile, yaklaşık %10 oranında lityum silikat seramik içerisine eklenen zirkonyum kristalleri, materyale başarılı optik ve mekanik özellikler kazandırmıştır.

Bu çalışmanın amacı, farklı koping materyalleri ile hazırlanan çeşitli hibrit abutment tasarımlarının, farklı kalınlıklarda üretilen ZLS cam seramik kuronların optik özelliklerine olan etkisini spektrofotometrik analizler ile belirleyip klinisyenlere materyal seçimi konusunda fikir vermektir.

Bu çalışmanın hipotezleri;

1. Hibrit abutment tasarımlarını oluşturan materyallerin türünün ZLS restorasyonun final rengini etkileyeceği,
2. ZLS kuronların optik özelliklerinin, materyalin kalınlığı arttıkça altyapının türünden etkilenmeyeceği şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL İMPLANTLARIN TANIMI VE TARİHÇESİ

İmplant kelimesi; Latince “in:içerisinde” ve “planto; ekme, dikme, yerleştirme, gömme” anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmaktadır ve fonksiyon sağlamak amacı ile uygun bir bölgeye yerleştirilen organik veya inorganik bir cisim olarak ifade edilmektedir. Diş hekimliğinde implant; “diş kayıplarını ya da eksikliklerini gidermek için, kemik doku içerisine yerleştirilerek yapılacak olan protetik restorasyona destek ve retansiyon sağlayan yapı” olarak tanımlanmaktadır (1).

Eski zamanlardan bugüne, pek çok farklı malzeme dental implant materyali olarak kullanılmıştır. İlk implant materyalinin, deniz hayvanlarının kabuğunun yapısında yüksek miktarda bulunan hidroksilapatit olduğu bilinmektedir (1,2). Başlangıçta, fildişi, kemik, metaller ve değerli taşlar dahil olmak üzere çok çeşitli materyaller kullanılarak doğal dişin anatomik bir kopyası hazırlanmıştır. İlerleyen zamanlarda implant materyali olarak kullanılmak üzere, paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları tercih edilmiştir. Bunları altın, palladyum, tantalyum, platin ve bu metallerin alaşımları takip etmiştir. Fakat bu materyallerin inert olmamaları ve çok pahalı olmalarından dolayı kullanımları terk edilmiştir (2).

Dental implantlarla ilgili gelişmeler, Dr. Ingvar Branemark başkanlığındaki İsveçli araştırma grubu tarafından, “osseointegrasyon” kavramının tanımlanması ile hız kazanmıştır. Osseointegrasyon kavramı, “canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında fibröz doku olmaksızın direkt yapısal ve işlevsel bağlantı” olarak tanımlanmıştır. 1982 yılında gerçekleşen Toronto Konferansı’nda, 30 yıllık araştırmasının sonuçlarını sunmuştur. Bu konferans ile Branemark ekolü dünyada yayılmıştır (3).

Günümüzde implantların yapımında en sık kullanılan materyaller titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Titanyum ve alaşımlarının mükemmel biyouyumlulukları, iyi korozyon dirençleri, düşük elastisite değerleri, yüksek bükülme dayanımları ve nispeten düşük maliyetleri, bu materyalleri dental implant uygulamalarında vazgeçilemez hale getirmiştir (4).

Yapılan araştırmalarda, osseointegrasyonun seramik materyali çevresinde de oluştuğunun gözlenmesi, seramik implantların, titanyum implantlara iyi bir alternatif olarak geliştirilmelerini sağlamıştır. Günümüzde ağız içi seramik implantların üretiminde, yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) kullanıma başlanmıştır. 2004 yılından itibaren piyasada yer alan zirkonyum implantlar, Y-TZP halinde veya titanyumla birlikte (zirkonyum boyunlu) implant materyali olarak kullanılabilmektedirler (5). Ayrıca yeni geliştirilmiş olan Titanyum-Zirkonyum (Ti-Zr) alaşımları gibi hibrit implant materyali çalışmaları da devam etmektedir (6).

Gelişen teknolojiyle birlikte birçok firma çeşitli biyomateryaller ve yüzey işlemleri kullanarak farklı türde implantların üretimini sağlamış olup, birbirinden farklı boyut, yüzey özelliği ve tasarımlarına sahip çok sayıda implant markası piyasaya sunmuştur (7).

2.2. DENTAL İMPLANTLARIN KOMPONENTLERİ

Misch C.E. ve Misch C.M., 1992 yılında endoosseoz implantlar için restorasyonun yerleştirilme sırasına göre genel bir terminolojik dil oluşturmuşlardır. Terminolojiyi oluştururken Amerika Birleşik Devletleri'nde (ABD) en çok kullanılan beş implant sistemini referans olarak kabul etmişlerdir (8). Buna göre bir dental implantın bileşenleri Tablo 2.1'de gösterilmiştir.

Tablo 2. 1: Dental implantın komponentleri

Protez vidası	Abutment parçasının merkezinden geçerek implant gövdesine sıkı bir şekilde oturan bir ince vidadır.
Protetik koping	Genellikle vida tutuculuğu için abutment parçasına uyumlu ince bir kapaktır.
Analog	İmplant gövdesinin veya abutment parçasının retantif kısmının ana modele kopyalanmasında kullanılan parçalardır (9). İmplant gövdesi analoğu ve abutment analoğu olmak üzere 2 tip analog vardır.

Tablo 2.1 (devam)

Transfer koping	Ölçü üzerindeki analoğun yerleştirilmesinde kullanılan parçadır(9). İndirekt ve direkt olmak üzere 2 tip transfer koping vardır.
İmplant gövdesi	İmplant gövdesi, implantın büyük çoğunluğunu oluşturan ve kemik içerisinde kalan kısmıdır. İmplant gövdesi çeşitli boy ve genişlikte olmak üzere silindirik, konik veya blade formunda olabilir. Yivli, kafes formunda ve düz olmak üzere makromekanik veya mikromekanik yüzey özelliklerine sahip olabilirler(1).
Abutment	Sabit ya da hareketli implant destekli protezlerde, protezin retansiyonuna katkıda bulunan protetik komponenttir(10). Uygulanacak tedavi planı ve proteze göre seçilmek üzere, birçok firma tarafından farklı tip ve materyallerde abutment üretilmektedir(8,11).

2.3. DENTAL ABUTMENTLAR

Abutment, implantın protetik üst yapısını tutan veya destekleyen bölümdür. Bir başka tanımla, dental implantların ağız boşluğuna açılan kısmıdır. İmplant destekli protezlerde retansiyonu sağlamak ve ideal bir çıkış profili elde etmek amacıyla kullanılmaktadır (10).

İmplant destekli restorasyonların başarısında; implant sayısı, yerleşimi ve çeşidi kadar protetik komponentlerin doğru seçimi de oldukça önemlidir. Uygun abutment tipinin belirlenmesi sırasında; anatomik, periodontal, estetik, biyomekanik, psikolojik ve ekonomik faktörler göz önüne alınmalıdır. Abutment seçiminde implantların açısı ve yerleşimi, mevcut interokluzal mesafe, periodontal dokuların durumu, hazırlanacak olan üstyapı protezinin türü, dişetinin niteliği ve okluzal yüklerin dağılımı dikkatle değerlendirilmelidir (12).

Dental abutmentlar; biyolojik, fonksiyonel ve estetik ihtiyaçları karşılayabilir olmalıdır. Plak retansiyonuna neden olmamalı, biyouyumlu olmalı, hijyen kontrolünü kolaylaştırmalı, dişetinin scallop yapısına uyum göstermeli ve restorasyon-abutment kenar uyumu kolay olmalıdır. Özellikle birden fazla abutmenta sahip restorasyonlarda açılanma sorununu ortadan kaldırabilmek amacıyla, uygun şekilde modifiye edilebilme özelliğine sahip olmalıdır. Proteze gelecek çekme, basma, makaslama gibi kuvvetlere

karşı dayanıklı olmalı, okluzal kuvvetleri uygun şekilde dağıtabilmeli ve uygulanacak protetik üst yapı türü ile uyumlu olmalıdır (13–16).

Abutment tipinin doğru seçilmesi, mekanik ve estetik özellikler bakımından doğru bir protetik restorasyon üretilebilmesi ve tatmin edici bir sonuç açısından oldukça önemlidir. Abutment materyali; hastanın dişeti profili, gülme hattı, peri-implant mukozanın yapısı, implantın açısı, kuron materyalinin seçimi, restorasyon tipi, hekimin tercihi, materyalin maliyeti, materyalin ömrü ve doku geri kazanımını dikkate alınarak seçilmelidir.

Abutmentlar; restorasyonun bağlantı türüne, kullanılan materyale, üretim şekline ve kullanımına göre sınıflandırılır (Tablo 2.2).

Tablo 2.2: Abutment sınıflandırması

Kullanım Şekli	• Daimi Abutment • Geçici Abutment
Restorasyonun Bağlantı Türü	• Vida Tutuculu Abutment • Siman Tutuculu Abutment
Üretim Şekli	• Prefabrike Abutment • Bireysel (Custom) Abutment • Hibrit Abutment
Kullanılan Materyal	• Dökülebilir Metaller (soy, yarı soy, baz metal) • Titanyum • Alümina • Zirkonya • PEEK (Polietereterketon)

Abutmentlar kullanımlarına göre, geçici ya da daimi olmak üzere ikiye ayrılır (1). Geçici abutmentlar, implant cerrahisi sonrasında yumuşak doku konturunu oluşturabilmek ve çıkış profilinin amaca uygun şekillendirilmesine yardımcı olmak için kullanılır. Daimi restorasyon öncesi estetik, fonasyon ve fonksiyonel parametrelerin

değerlendirilmesini sağlar. Ölçü postları, iyileşme başlıkları, prepare edilebilen metal ya da plastik geçici dayanaklar gibi türleri mevcuttur (16). Ölçü postları, implant destekli protezlerin yapımında ölçü alma amacıyla kullanılan dayanaklardır. Açık kaşık ölçü postları genellikle "pick-up" veya "direkt" koping olarak tanımlanmaktadır. Kapalı kaşık ölçü postları ise, genelde "transfer" veya "indirekt" kopingler olarak tanımlanır. İyileşme başlıkları, implantın yerleştirilmesinden sonra implant platformunu kapatmak ve implant gövdesi içerisine doğru yumuşak doku ve kemik oluşumunu önlemek için kullanılmaktadır. Ayrıca iyileşme başlıkları epitelizasyonu sağlamakta ve ağız boşluğundan implant gövdesi içine çeşitli sıvıların girmesini engellemektedir. Geçici restorasyonlara retansiyon sağlayabilecek yüzeylere sahip freze edilebilen metal ya da plastik dayanaklar ise, daimi restorasyonlardan önce hazırlanan geçici restorasyonlara dayanak olarak kullanılmaktadır. Final restorasyonunun formunu, rengini, yumuşak doku profilini ve okluzyonunu belirlemede destek sağlar. Titanyum, zirkonyum veya PEEK materyallerinden üretilebilmektedir. Ayrıca, teknisyen veya hekim tarafından vakanın gereksinimine göre kişiselleştirilebilmektedir (17).

Daimi abutmentlar, yerinde daimi olarak kalacak şekilde planlanır ve final restorasyonun retansiyonunu sağlar. Üretildiği materyallere göre; titanyum, döküm altın alaşım, seramik gibi farklı seçenekleri mevcuttur (1,18).

2.3.1. Retansiyon Bağlantı Türüne Göre Abutmentlar

2.3.1.1. Siman tutuculu abutmentlar: Siman yardımı ile sabitlenen bu restorasyon sistemleri laboratuvar sürecini basitleştirmek, zamandan tasarruf etmek ve estetik sonuçları iyileştirmek için geliştirilmiştir (19). Bu tip protezler, açılı yerleştirilen bir implantın protetik restorasyonu sırasında ortaya çıkabilecek olumsuzlukları telafi edebilir. Siman tutuculu protezlerde vida giriş deliğinin olmaması, oklüzal yükün doğrudan implanta yönlendirilmesini ve böylelikle fonksiyonun daha iyi gerçekleşmesini sağlar (20,21). Bu tip protezlerde, geçici restorasyon hazırlama aşamaları, teknik olarak doğal diş destekli restorasyonlara benzer olduğu için, vida tutuculu protezlere kıyasla daha kolaydır. Ancak olası siman artığı sonucu peri-implantitis riskinden dolayı doku inflamasyonu oluşumu da dezavantajıdır (22). Böyle bir durum özellikle erken yükleme protokolünde iyileşme ve osseointegrasyon sürecini olumsuz etkiler. Ayrıca bu restorasyonların simantasyon sonrası çıkarılması oldukça güçtür (23).

2.3.1.2. Vida tutuculu abutmentlar: Vida tutuculu protezler, desimante olma riski yüksek olan implant destekli tek üye restorasyonlarda, interokluzal mesafenin yetersiz olduğu ve simante restorasyonlar için gerekli retantif alanın mevcut olmadığı durumlarda endikedir (24). Bu tip protezlerin en önemli avantajı, restorasyonun yerinden çıkarılması ve yeniden yerine yerleştirilebilmesi kolaylığını hekime sunmasıdır. Bu özellik ile birlikte, restorasyon ve vida yeniden torklanabilir, kırık tamiri yapılabilir, implant ve yumuşak doku değerlendirilebilir, restorasyon parçalarının temizlenmesine imkan sağlanabilir (12). Ayrıca estetik bölgede tek diş eksikliklerinin implant tedavisiyle rehabilite edilme sürecinde, daha iyi bir çıkış profili sağlayabilmek adına yapılan yumuşak doku şekillendirilmesinde geçici restorasyon olarak vida tutuculu protez uygulanabilir (24). Vida tutuculu protezler; vida giriş deliğine bağlı olarak porselenlerin yapısal bütünlüğünün tehlikeye atılması ve desteksiz bırakılması sonucu, porselen kırığına daha elverişli hale gelmesine neden olur. Bu duruma bağlı olarak vida tutuculu protezler yüksek mekanik başarısızlık oranları göstermiştir (25). Ayrıca, kısıtlı ağız açıklığına sahip hastalarda vida ve anahtarın ağız içerisinde kullanılması oldukça zor olabilmektedir (23). Vida tutuculu restorasyonların maliyeti, ekstra zaman ve materyale ihtiyaç olduğundan genellikle simante restorasyonlara göre daha fazladır (24).

2.3.2. Üretim Şekillerine Göre Abutmentlar

2.3.2.1. Prefabrike abutmentlar: Prefabrike (Standart) abutmentlar, üretici firma tarafından fabrika koşullarında standart olarak üretilen ve modifiye edilebilen dayanak çeşididir. Bu abutment tipi, farklı protetik vakalarda ihtiyacı karşılamaya yönelik, farklı açılara, diş eti yüksekliklerine ve anatomik formlarına göre üretilmiş olarak çeşitli seçeneklerde sunulmaktadır. Genellikle titanyum ve zirkonyadan üretilmektedirler. Düşük maliyet, ölçü işleminin daha kolay olması, hem hasta başında hem de laboratuvarda modifiye edilebilmeleri avantajları arasındadır. İdeal bir kuron kenarı ve diş eti uyumunun sağlanamaması, özellikle vestibüle eğimin fazla olduğu implant uygulamalarında uyumlamanın yetersiz ve zor olması gibi dezavantajlar oluşturmaktadır. Buna bağlı olarak, istenilen çıkış profilini sağlamak her zaman mümkün olmayabilir. İdeal implant yerleşimi ve açısının sağlanamadığı durumlarda ise, retansiyon ve stabilite problemleri yanısıra estetik sorunlar da ortaya çıkmaktadır (16).

2.3.2.2. Bireysel (Custom) abutmentlar: Bireysel (Custom) abutmentlar; döküm, kopya freze yöntemleri veya CAD/CAM sistemi ile kişiye özel olarak üretilen dayanaklardır. Bireysel abutmentların döküm yöntemiyle üretilmesi; konvansiyonel mum modelaj, döküm, frezeleme ve bitirme aşamalarından oluşmaktadır. Bu süreç oldukça zor ve zaman alıcıdır. Ayrıca; üretilen abutment kalitesi teknisyenin bilgi ve becerisine bağlı olduğundan standardizasyon tam olarak sağlanamamaktadır. CAD/CAM sistemi ile üretilen bireysel abutmentlar ise, üretim süresinin kısaltılması ve döküm aşamasından kaynaklanan hataların elimine edilebilmesi sayesinde döküm yöntemine göre daha avantajlıdır. Tüm bu avantajlarının yanısıra üretimleri daha maliyetlidir ve hassas bir çalışma gerektirmektedir (26).

Bu abutment tipi; yetersiz interoklüzal mesafe ve implantın açılanma problemlerinin olduğu durumlarda, özellikle estetiğin ön planda olduğu anterior bölgelerde, ideal çıkış profilinin sağlanması ve marjinal yumuşak dokuların şekillendirilmesi amacıyla tercih edilmektedir (27). Genellikle metal alaşımlardan üretilen bu tasarımlar, günümüzde estetik beklentilerin artması, dental materyallerin çeşitlenmesi ve üretim teknolojilerindeki gelişmeler ile birlikte zirkonya ve lityum disilikat esaslı cam seramik bloklardan da üretilmektedir (28). Bu materyallerin dışında, günümüzde bireysel abutment üretiminde kullanılan diğer seramik materyaller ise; zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler, rezin nanoseramikler, hibrit seramikler, alüminyum oksit polikristalin seramikler ve ZrO_2 polikristalin seramikler olarak sayılabilmektedir (29).

2.3.2.3. Hibrit (Ti-base) abutmentlar: Estetik amaçlarla üretilen tam seramik abutmentlarda, alüminanın artık kullanılmaması, zirkonyanın da uzun dönem takiplerinde yaşlanmaya bağlı olarak boyun bölgesinde oluşan stres ve çatlaklar gibi dezavantajlarla karşılaşılmaktadır (30–32). Bunun sonucunda; implant-abutment birleşiminin bu stresi daha iyi karşılayabilecek bir titanyum altyapıyla beraber, estetik açıdan başarılı tam seramik abutmentler ile kombine kullanımı, özellikle anterior bölgede olası tedavi alternatiflerinden biri olarak düşünülerek, "hibrit abutment" denilen iki parçalı abutment tasarımı geliştirilmiştir (29).

Hibrit abutment; implanta vida ile bağlanan bir titanyum taban (Ti-base) ve bunun üzerine çeşitli seramik ve seramik benzeri dental materyallerden CAD/CAM ile kişiye özel (custom) olarak üretilen ara parçanın (mesostructure, koping) rezin siman ile

birleştirilmesiyle elde edilmektedir. Bu iki parçalı tasarımın, Ti-base bölümü, implant ile bağlantının stabilitesini sağlayıp mekanik avantaj sağlarken; bunun üzerine kişiye özel hazırlanan estetik ara parça ise, doğal çıkış profili ve rengiyle restorasyonun estetik görünümünü artırmaktadır. Ayrıca iki parçanın birbirleriyle ağız dışında simante edilmesi de, artık siman riskini elimine etmesi açısından önemli bir avantajdır (33–35). Bu tasarımdaki Ti-base, implant platformuna ve abutment vidasına direkt olarak temas etmektedir . Prefabrike titanyum abutmentlar ile üretim materyali aynı olduğu için, implant gövdesine uyum hassasiyeti de aynıdır. Genellikle Ti-base ile koping arasındaki arayüz, kopingin Ti-base üzerine yanlış pozisyonda bağlanmasını ve dönmesini engelleyen bir anti-rotasyonel geometriye sahiptir. Okluzo-gingival boyut olarak oldukça kısa olan bu titanyum taban genellikle neredeyse görünmemektedir (29).

Günümüzde hibrit abutment üretimi için önceden tasarlanmış ve delikli CAD-CAM bloklar mevcuttur. Bu bloklar sayesinde ara parçaların ve hibrit restorasyonların üretimi daha pratik bir hal almaktadır (36). Restorasyon için, hibrit abutment üzerine ayrı bir simante kuron üretilebileceği gibi, tek parça hibrit abutment-kuron şeklinde de tasarlanabilmektedir (33,37). Protetik restorasyon üretimi birkaç şekilde gerçekleştirilebilir:

- Hibrit abutment CAD/CAM sisteminde üst yapıdan bağımsız ayrı bir parça olarak üretilebilir. Bu üretilen hibrit abutment üzerine CAD/CAM sisteminde ayrı bir restorasyon tasarımı yapılarak üretilebilir ve simante edilebilir.
- Hibrit abutment-kuron şeklinde tek parça olarak CAD/CAM sisteminde tasarlanarak üretilebilir.
- CAD/CAM sisteminde hibrit abutment tasarımı ve üretimi yapılır. Bu yapının üzerine restorasyon, geleneksel porselen veneer uygulaması ile yapılabilir. Böylelikle hibrit abutment-kuron bir bütün olarak üretilebilir.
- CAD/CAM ile üretilen hibrit abutment üzerine, lösit ya da lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik ingotlarının ısı ve basınç altında preslenmesiyle restorasyon tamamlanabilir.

Günümüzde hibrit abutment restorasyonların yaygınlaşmasıyla birlikte, üretici firmalar Ti-base üzerinde kullanılan dental materyallerin çeşitliliğini artırmaya ve estetik özelliklerini geliştirmeyi hedefleyen çalışmalar yapmaktadır (34). Daimi hibrit

abutment/hibrit abutment-kuron yapımında zirkonya, LDS, PICN, ZLS ve PEEK kullanılabilmektedir. Geçici restorasyonların yapımında ise genellikle polimetil metakrilat ve mikrofiller ile güçlendirilmiş poliakrilik gibi materyaller tercih edilmektedir (36).

Bu tasarımın sahip olduğu dezavantaj; implant çevresi yumuşak doku kalınlığının fazla olduğu ya da implantların derin yerleştirildiği durumlarda, Ti-base boyunun retansiyon için kısa ve yetersiz kalmasıdır (38). Ayrıca, estetik gereksinimlerin arttığı ve bukko-lingual mesafenin daraldığı alt anterior bölge implant destekli restorasyonlarda Ti-base yerine tam seramik bir abutment tercih edilmesi daha estetik sonuçlar sunacaktır (39).

2.3.2. Kullanılan Materyale Göre Abutmentlar

2.3.2.1. Dökülebilir metaller: Döküm yöntemi ile üretilen abutment çeşitleri, tamamı döküm olabildiği gibi, implant gövdesine oturan tabanın sadece prefabrike üst kısmı döküm olarak da üretilebilir. Tamamı döküm abutmentlar, bozulmaya karşı hassastır ve adaptasyon problemine yol açarak implant için biyomekanik komplikasyonlar yaratabilir. Soy metal alaşımları bu teknik ile kullanılmaktadır. Ancak altının yüksek maliyeti, Nikel-Krom (Ni-Cr) ve Kobalt-Krom (Cr-Co) gibi alternatif değerli olmayan alaşımların gelişmesine ve abutment materyali olarak kullanılmasına yol açmıştır. Günümüzde yaygın olarak kullanılan bu baz metaller; altına kıyasla ucuz maliyet, korozyona karşı direnç, biyouyumluluk, dökülebilirlik gibi birçok avantaj sunmaktadır. Cr-Co alaşımları, yüksek elastisite modülü ve yüksek akma dayanımı gösterir (40). Aynı zamanda materyale eklenen krom, korozyona karşı direnci artırır. Abutment materyali olarak metal kullanımı, yüksek sertlik derecesi nedeniyle bitirme ve polisaj işlemlerini zorlaştırır. Ancak aynı zamanda yüksek mukavemeti sayesinde daha küçük hacimli altyapı üretimine izin verir, böylelikle ince ve hassas marjinleri korur (41,42). Bununla birlikte, metal abutmentların ana dezavantajı, seramik restorasyonun yarı saydamlığını etkileyen olumsuz estetik özellik göstermesidir. Aynı şekilde peri-implant bölgedeki yumuşak dokunun rengini de olumsuz etkileyebilmektedir (43,44).

2.3.2.2. Titanyum: Dayanıklılık, hafiflik ve biyouyumluluğun mükemmel kombinasyonunu sunan titanyum (Ti) elementi, düşük moleküler ağırlığa ve düşük yoğunluğa sahiptir. Korozyona karşı oldukça dayanıklı ve uzun ömürlüdür. Yüksek

biyouyumluluk gösteren bir metal olduğundan alerjik reaksiyonlara neden olmaz. Ayrıca çekme dayanımı, ısı geçirgenliği, sertlik ve elastisite modülü bakımından çok iyi mekanik özelliklere sahiptir (16,45,46). Son derece reaktif olan titanyum metalinin, oksijene yüksek afinitesi vardır. Yeni işlenen titanyum yüzeyi hava ya da nem ile temasa geçtiği zaman, çok hızlı bir şekilde oksit film tabakası (10 μm kalınlıkta) oluşturur. Bu film tabakası korozyona karşı oldukça dirençlidir (47).

Titanyum implantlar, saf titanyum ya da titanyum alaşımından üretilir. Saf titanyum; korozyona karşı dayanıklılık, yüksek mukavemet ve biyouyumluluk göstermesi sayesinde tıbbi uygulamalarda sıklıkla tercih edilir. Titanyumun mekanik özellikleri, yapısına oksijen ve demir ilave edilerek değiştirilebilmektedir. Saf titanyumlar en düşük oksijen ve demir seviyesi içermekle birlikte, en kolay şekillendirilebilen Grade-1 sınıf titanyumları oluşturmaktadır. Yapısındaki oksijen miktarı ile doğru orantılı olarak dayanıklılık ve sertlik derecesinin de arttığı bildirilmiştir. Titanyum alaşımlarının (Ti-6Al-4V) içeriğinde titanyum haricinde, %6 alüminyum (Al), %4 vanadyum (V), %0,25 (en fazla) demir, %0,2 (en fazla) oksijen bulunmaktadır. Bu alaşımlar, Grade-5 olarak sınıflandırılır. Ticari olarak saf titanyuma göre daha iyi çekme direnci ve kırılma dayanımı göstermektedir (46).

Dental abutmentlar da genellikle ticari olarak üretilen saf titanyumdan elde edilirler (48). Metal bir abutment iyi bir dayanıklılık sağlarken, bazı durumlarda estetik açıdan restoratif seçenekleri kısıtlayabilmektedir (49). Titanyum abutmenlar sıklıkla düz formda kole tasarımları ile üretilmektedir. Bu nedenle, üzerine yapılan protetik restorasyonlar ile dişetinin skallop formuna uyum sağlayamadıkları görülmektedir. Bu abutmentların bir başka dezavantajı ise, ince dişeti biyotipi ve yüksek gülme hattı olduğu durumlarda dişeti marjininden yansıyan mavimsi gri renktir (39,48,50–53) .

Estetik bir restorasyon elde etmek için, abutment marjini subgingival olarak hazırlanmalıdır(52). Bu durumda da, restorasyon sınırının uyum kontrolü, kuronun simantasyonu ve siman artıklarının uzaklaştırılması güçleşmektedir (54). Tüm bunlar nedeniyle, ideal mukogingival estetiğin elde edilebilmesi amacıyla, diş rengine benzer kişiselleştirilmiş abutmentların kullanımına ihtiyaç doğmuştur (53,54).

2.3.2.3. Alümina: 1993 yılında CerAdapt/Nobel Biocare firması tarafından ilk seramik dental abutment piyasada yerini almıştır. Bu abutmentlar yoğun sinterize saf alümina (Al_2O_3) seramikten üretilmiştir ve düz silinidirk yapıdadır. Bu sebeple

preparasyona ihtiyaç duyulmaktadır (5). Alümina seramikler yüksek derecede (1800 °C) sinterize edilirler. 400 MPa bükülme dayanıklılığı, 5-6 MPa/m kırılma sertlikleri ve 350 Gpa elastik modülleri vardır (55). Bu mekanik özelliklerinden dolayı sadece ön bölge restorasyonlarında kullanılabilirler. Alümina seramikler, içeriğinde minimum %80 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) ve daha az oranlarda silika, magnezya ve ZrO_2 de bulundurabilmektedir (56). Alümina abutment yüzeyinde titanyumdan üretilenlere kıyasla daha fazla kırık görülmektedir. Bu kırıklar genellikle abutment parçasında olmakta ve silindir şeklindeki aluminanın preperasyonunda sırasında ortaya çıkan çatlakların büyümesiyle oluştuğu düşünülmektedir. Bu abutmentların dezavantajı ise radyografide gözlenen opasitesi ve gösterdiği düşük kırılma dayanımıdır. Tüm bu sebeplerden günümüzde kullanımı sınırlıdır (57).

2.3.2.4. Zirkonya: Doğada serbest metal olarak tek başına bulunamayıp bileşik formda bulunan zirkonyanın en bilinen halleri, zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2). Üç farklı kristal yapıda bulunan stabil olmayan zirkonya, 1170°C'ye kadar monoklinik fazda, 1170-2370°C arasında tetragonal fazda, erime noktası olan 2680°C'ye kadar ise kübik fazda bulunur. Bu sebeple fırınlama sırasında tetragonal fazda, oda sıcaklığında ise monoklinik fazda bulunmaktadır. Zirkonyanın faz dönüşümü reversible (geri dönüşümlü) olduğu için, fırınlama sonrası soğuma aşamasında yeniden monoklinik faza geçmektedir. Bu faz dönüşümü aşamasında %3-5'lik hacim artışının meydana getirdiği baskı gerilimleri, materyalin mekanik dayanımını olumlu yönde etkiler. Ancak, faz dönüşümünün kontrol altında olmadığı durumlarda yüksek miktarda meydana gelen hacim artışı sonucunda materyalde ciddi kırıklar oluşabilir. Monoklinik faz oranının en fazla %25 olması gerekmektedir. Bu nedenle, zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi amacı ile yapısına kalsiyum, magnezyum, alüminyum, seryum veya itriyum gibi metal oksitler ilave edilmelidir (45,58).

Zirkonya; iyi doku uyumu, düşük korozyon potansiyeli ve ısı iletkenliği, yüksek aşınma dayanımı ve mekanik mukavemeti sebebi ile geleneksel seramiklere kıyasla üstün mekanik özelliklere sahiptir. Bu nedenle günümüzde dental uygulamalarda sıklıkla tercih edilen bir biyomateryaldir (54,59–62). Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan hali, üç mol itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal yapıdaki (Y-TZP) zirkonyadır (59). Y-TZP seramik abutmentlar, alümina abumentlara göre 2-3 kat daha fazla bükülme ve kırılma

direnci göstermektedir (29,54,59,63). Zirkonyanın yüksek densite, daha küçük partikül boyutu ve çatlak yayılımına karşı polimorfik mekanizma gibi mikroyapısal farklılıklara sahip olması alüminaya karşı daha güçlü yapıda olmasını sağlamıştır (5). Zirkonya ile alümina karşılaştırıldığında; alümina doğal diş rengine benzerken, zirkonya çok açık beyaz renkte ve daha radyoopaktır (29,56). Günümüzde piyasada birçok zirkonya abutment; çeşitli implant çapları, bağlantıları, implant-abutment arayüzü ve platformlarına uygun olacak şekilde üretilmektedir(64). Zirkonyanın dental kullanım alanına girmesi ile birlikte üretici firmalar tarafından çeşitli kişisel zirkonya abutmentlar piyasaya sunulmuştur. Ancak titanyum implant ile zirkonya abutment arasında sertlik derecesi ve elastisite modülü açısından önemli farklılıklar bulunmaktadır. Bu durum abutment-implant arayüz birleşiminde olumsuz etkilere neden olmuştur (38). Bunun sonucunda iki parçalı Ti-Zr abutment, implant-abutment arayüzünde zirkonyanın kırılgan yapısını güçlendirmek amacı ile üretilmiştir (65).

2.3.3.5. Polietereterketon: PEEK; keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanmış, aromatik bir polimer yapıda poli-aril-eter-keton ailesine ait, yarı kristal bir termoplastik materyaldir(66). PEEK materyalinin cam faza geçiş ısısı 145°C, erime ısısı 334 °C ve kristalizasyon ısısı da 343°C'dir (67). Saf PEEK, ten rengindedir. PEEK'in sahip olduğu fiziksel özelliklerini geliştirmek için cam, karbon, seramik gibi bazı doldurucular kullanılarak modifiye edilmiş halleri mevcuttur. Bu durumda ilave edilen dolduruculara bağlı olarak rengi değişebilmektedir (68,69). Saf haldeki modifiye edilmemiş PEEK hidrofobik ve bioinert özellikler taşımaktadır (69). Kartzer ve ark. yaptıkları çalışmada saf PEEK'in vital dokuda mutajenite ya da sitotoksisite gösterdiğine yönelik bir kanıt bulunmadığını bildirmişlerdir (70). Bunun yanısıra, klinik olarak anlamlı inflamasyon da oluşturmamaktadır (71). PEEK'in sahip olduğu kararlı fiziksel ve kimyasal özellikleri sayesinde, konsantre sülfürik asit (%98) haricinde tüm geleneksel çözücü maddelere karşı dirençli yapıdadır. Sıcak buhar uygulaması, gama ışınları ya da etilen oksit gibi sterilizasyon yöntemleri PEEK materyalinin mekanik özelliklerinde değişikliğe sebep olmamaktadır (72,73).

PEEK stabilite ve mekanik özelliklerinin yanısıra, aynı zamanda radyolusent özellik de gösterdiği için medikal ve dental uygulamalarda tercih edilmektedir. PEEK 'in radyolusent görünümü, kemik dokularda meydana gelen değişikliklerin radyolojik olarak daha rahat izlenebilmesine olanak tanımaktadır (68). Kontrastı ve radyolojik olarak

görünürlüğü artırmak ve kontrastı artırmak amacı ile gerekli durumlarda baryum sülfat ilavesi yapılabilir (73). Bükülme dayanımı 140-170 MPa olduğundan doğal dişlerde aşınma oluşturmaz(74). Piyasada ticari olarak poli-eter-keton-keton (PEKK) gibi yüksek performanslı polimerler de yer almaktadır. Ancak, uzun yıllar tıp alanında da ortopedik amaçla kullanılmakta olan PEEK, günümüzde en bilinen yüksek performanslı polimerdir (68).

PEEK'in 3-4 GPa olan elastisite modülü, spongioz ve kortikal kemik ile yakın elastisite modülüne sahiptir (68,75,76). PEEK'in gerilme dayanımını ve elastisite modülü karbon fiber ilavesi (19-150 GPa) ile artırılabilmektedir. Böylelikle materyal daha sağlam ve stabil hale getirilmektedir (67,76). Karbon fiberin PEEK'e ilave edilmesi materyalin kortikal kemik ve dentinle olan uyumu da artırmaktadır (75,77). Elastisite modülüsünün kemiğe yakın olması gelen kuvvetlere karşı stres kırıcı bir özellik göstermesini sağlamaktadır. PEEK'in çekme dayanımının mine, dentin ve kemiğe benzer olması vital dokular üzerinde daha az stres oluşturmaktadır (78).

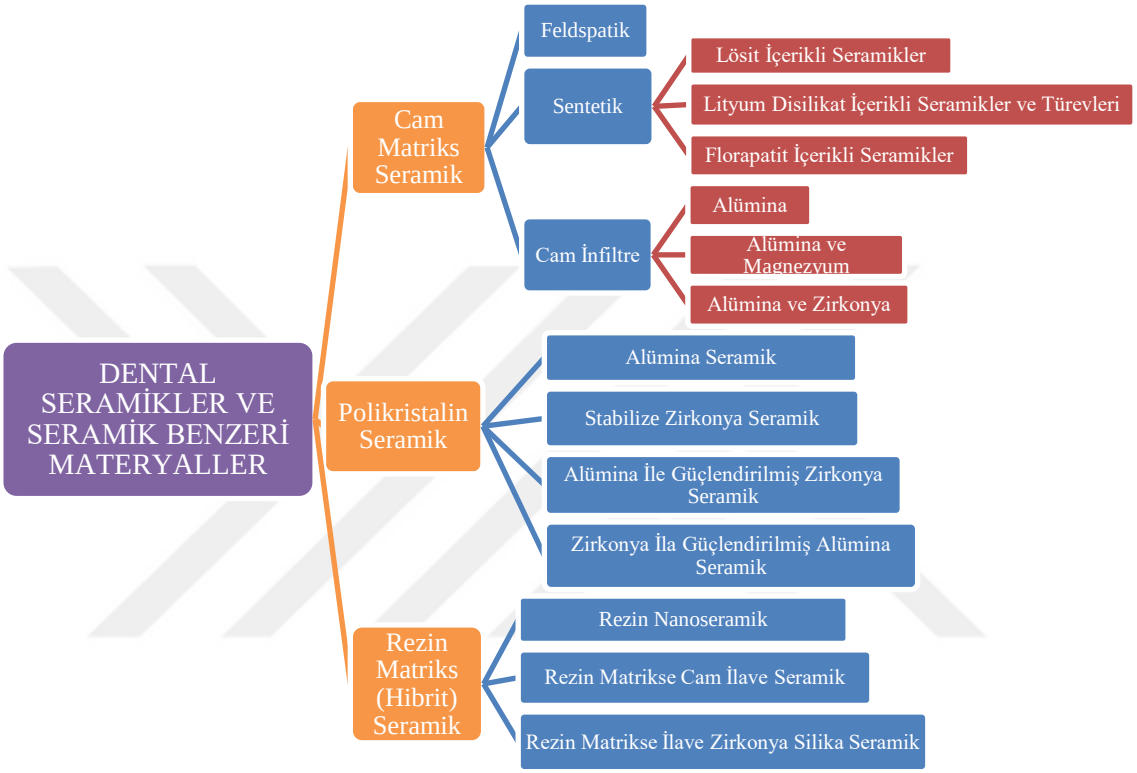
PEEK diş hekimliği alanında; geleneksel hareketli protezlerde, implant destekli overdenture protezlerde, hibrit protezlerde, sabit protezlerde geçici ve daimi altyapı materyali olarak, inley-onley restorasyonlarda ve obturatör yapımında kullanılmaktadır (79–82). Bunların yanında; indirekt restoratif uygulamalarda, kanal içi post uygulamalarında, kemik augmentasyon uygulamalarında, ortodontik braket ve tellerin üretiminde, çocuklarda sabit ve hareketli yer tutucu yapımı gibi diğer alanlarda kullanılmasına yönelik çalışmalar da yapılmaktadır (83,84).

PEEK iki farklı şekilde üretilebilmektedir. Bu materyalin üretim yöntemlerinden birisi basınçlı döküm press tekniği, diğeri ise CAD/CAM ile kazıma yöntemidir (68). Dental frezlerin kullanımı ile kolayca şekillendirilebilirler (57). Düşük translusensi ve grimsi pigmentasyonu sebebiyle estetik açıdan veneerlenmesi gerekmektedir (85). PEEK materyali düşük yüzey enerjisine sahiptir. Ayrıca farklı kimyasal işlemler ile yüzey modifikasyonuna karşı direnç gösteren bir materyal olması sebebi ile kompozit rezine yeterli bağlanma dayanımı gösterememesi önemli bir dezavantaj oluşturmaktadır (86,87).

2.4. DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN CAD-CAM MATERYALLER

Geçmişte geleneksel yöntemle üretilen ve kırılgan yapıya sahip olan dental seramikler güçlü bir metal altyapı ile desteklenerek kullanılabilmekteydi. Günümüz diş

hekimliğinde ise, CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler ile birlikte monolitik restorasyonların üretimi mümkün olmuştur (88,89). Bu amaçla kullanılan CAD/CAM materyalleri Tablo 2.3'te gösterilmiştir (90).



Şekil 2. 1: Dental seramiklerin sınıflandırılması

2.4.1. Cam Matriks Seramikler

Cam seramikler; feldspatik cam seramikler, lösit kristalleri ile güçlendirilen cam seramikler ve lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilen cam seramikler olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (90).

2.4.1.1. Feldspatik seramikler: CAD/CAM teknolojisiyle beraber ilk kez kullanılan bu bloklar, cam matriks içerisinde homojen olarak dağılım gösteren % 30 oranında, 3-4 µm boyutlarında feldspar partikülleri içermektedir. Bu blokların kırılma dirençleri yaklaşık 150 MPa, elastisite modülleri ise 45-63 GPa'dır (89). Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olmak üzere 3 farklı feldspatik seramik blok mevcuttur.

Monokromatik blokların özellikleri geliştirilerek dikromatik ve polikromatik bloklar kullanıma sunulmuştur. Dikromatik bloklar, merkezinde küresel bir dentin çekirdeğine ve etrafında da translusent mine tabakasına sahiptir. Bu bloklarda dentin ve mineyi taklit edebilmek amacıyla, renk geçişi üç boyutlu olarak bir yay şeklinde hazırlanmıştır. Polikromatik bloklar ise, farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliklerine sahip olmaları sayesinde doğal diş dokusunu taklit edebilmektedirler (89,91).

Bu bloklar inley, onley, laminate veneer, parsiyel kuron ve tam kuron yapımına uygundur. Düşük kırılma direnci nedeniyle endokuron ve köprü protezlerinde kullanımı uygun değildir. Cam içeriğinin fazla olmasından dolayı, hidroflorik asit (HF) ile pürüzlendirilebilirler. Adeziv simantasyonda oksit seramiklere kıyasla daha başarılı sonuçlar verirler. Mekanik olarak cilalanabilirlikleri oldukça iyidir. Bu bloklar tüm bu özellikleri sayesinde hasta başı tek seans (chairside) uygulamalarına oldukça uygundur (92).

Günümüzde Sirona firmasının geliştirdiği monokromatik ve polikromatik olarak üretilen bloklar mevcuttur. CerecBlocs C In (Sirona, NY, ABD) blokları örnek olarak gösterilebilir (93). VITA firmasının günümüzde kullanılan feldspatik seramik blokları ise, monokromatik olan VITAblocks Mark II, polikromatik olan VITAblocks TriLuxe ve servikal bölgede renk doygunluğu ile floresan özellikleri artırılmış olan VITA TriLuxe Forte'dir. Son olarak, anterior bölge restorasyonları için üretilen, dentin kor ve çevreleyen mine tabakasıyla, dentin ve insizal sınır arasındaki renk geçişini başarıyla taklit eden iki kromalı VITAblocks RealLife'dır (94).

2.4.1.2. Sentetik seramikler: Fluorapatit içerikli, lösit içerikli, lityum disilikat ve türevleri olmak üzere üç alt grupta incelenen sentetik seramiklerin kompozisyonları üretici firmalara göre farklılık göstermektedir. Bu seramikler temel olarak silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedir (90).

Flourapatit içerikli cam seramiklere örnek olarak, IPS E.max Ceram, ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan Lihtenştayn) gibi ticari ürünler piyasada bulunmaktadır (90).

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler; içerdiği lösit kristallerinin çok aşamalı fabrikasyon işlemler sonucunda, cam matriks içerisinde kontrollü kristalizasyonu ile üretilmektedir. Silikat, cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 μm büyüklüğündeki

lösit kristal fazı oluşturur (95). Materyalin translusensi özelliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer. Bükülme dayanımı yaklaşık 160 MPa'dır (96). Endikasyonları; anterior bölge kuronlar, parsiyel kuronlar ve laminate veneer ile sınırlı olmak üzere tek diş restorasyonları için uygundur. Lösit kristalleri materyal direnci üzerindeki etkisini iki farklı mekanizma ile göstermektedir. Bu mekanizmalardan birincisi; lösit kristallerinin çatlağın yönünü değiştirerek ilerlemesini durdurmasına dayanmaktadır (97). Bir diğer mekanizma ise; seramiğin soğuması esnasında cam matriks içerisinde artık baskı geriliminin oluşmasıdır. Seramik içeriğinde %40 oranında bulunan lösit kristallerinin genleşme katsayısı, içinde bulunduğu cam matriksten daha fazladır. Seramik ısıtılıp soğutulurken lösit kristalleri büzülerek cam matriksi kendine doğru çekmektedir ve böylelikle yapı içerisinde oluşan iç basınç mikro çatlakların ilerlemesini engeller (98).

Bu grubun örneklerinde IPS Empress CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bloğunun yüksek translüsent HT ve yüksek parlaklık LT olmak üzere iki seçeneği vardır. Ayrıca bu blokların polikromatik olanları da, IPS Empress CAD Multiblocks adıyla kulanıma sunulmuştur mevcuttur (99). Bu bloklar oldukça doğal renk tonlarına ve dentinle insizal alan arasında floresans geçişine sahiptir. Düşük translüsentliğe sahip bloklar yüksek parlaklık özellikleri nedeniyle daha geniş restorasyonların yapımında tercih edilmektedir (100).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler (LDS) ise, daha yüksek dayanım ve kırılma direncine sahip bir materyal geliştirmek amacıyla üretilmişlerdir. Bu sistemde alt yapı seramiğini güçlendirmek amacıyla, lösit cam seramiklere kıyasla çok daha yüksek miktarda kristal içeriği bulunmaktadır. Materyal içeriğinde % 70 oranında lityum disilikat kristalleri kullanılmaktadır. Üst yapı seramiği ise florapatit kristallerinden oluşmaktadır (101). Bu materyalin kristalize halinin oldukça zor frezelenmesi ve aynı zamanda kırılganlığının fazla olmasından dolayı bu bloklar parsiyel kristalize (yarı kristalize) olarak üretilmektedir. Parsiyel kristalizasyon, blokların kolay ve hızlı bir şekilde freze edilmesini sağlarken, frezeleme işlemi sırasında seramiğe yeterli direnç kazandırılmasını da sağlamaktadır. Lityum metasilikat ($Li_2Si_2O_3$), yarı kristalize bloklardaki temel kristal fazı oluşturur. 850 ºC'de uygulanan kristalizasyon sonrası lityum metasilikat dirençli hale dönüşür. Üretici firma talimatlarına göre 0,8 mm kalınlıkta hazırlanan alt yapı kırılma direnci yaklaşık 400±40 MPa'a çıkarılmıştır. İnce veneerler (0,4 mm), veneerler, inleyler, onleyler, kuronlar, büyük azı dişlerini kapsamayan üç üyeli

köprüler, zirkonya altyapının veneer materyali, hibrit abutmentlar ve bu abutmentların üst yapıları olmak üzere geniş endikasyon aralığı mevcuttur. IPS E.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) blokları karakteristik mavi renge sahip ve yumuşak ara fazda iken frezelenir. Tamamen kristalize olduğunda renk, translusentlik ve parlaklık açısından estetik özelliklerine kavuşur (102).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler (ZLS); cam seramiğin ağırlıkça yaklaşık %10 oranında zirkonya ile zenginleştirilmesiyle elde edilmiştir. Homojen bir mikro yapı ve küçük tanecik boyutuna sahip olan yeni geliştirilmiş bu seramik materyal, diğer cam seramik materyallerden daha üstün mekanik direnç göstermektedir. İçeriğinde %8-12 ZrO_2 bulunan bu seramiklerin frezelemeden sonra kırılma direnci 210 MPa iken kristalleşme sonrası 420 MPa'a çıkar. VITASuprinity (VITA Zahnfabrik, BadSäckingen, Almanya) blokları kullanıma sunulan ilk zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiktir. Prekristalize formda olup tamamen kristalize olmuş formu (VITASuprinity FC) da üretilmiştir. Yaklaşık 0.5µm boyutundaki kristallerin homojen dağılımıyla oluşan yapısı sayesinde tamamen kristalize olmuş formu bile kolaylıkla frezelenip cilalanabilir. HT (yüksek translusent) ve T (translusent) olmak üzere farklı derecelerde translusentliğe sahip çeşitleri vardır. Bu bloklar ile anterior ve posterior kuron, implant üstü kuron, veneer, inley ve onley restorasyonlar üretilebilmektedir (103). CeltraDuo (DeguDent, Hanau, Almanya) blokları, lityum silikatın içine %10 oranında ZrO_2 katılmasıyla elde edilmiştir. Zirkonya içeren seramiklerin opak görüntüsüne kıyasla oldukça yüksek translusentliğe ve opalesansa sahiptirler. Kristalize olmuş formu frezelendiği için işlendikten hemen sonra mekanik cila ile adeziv simantasyonu mümkün olduğundan simante edilebilmektedir. Tekrar bir kristalizasyon fazına ihtiyaç yoktur. HT ve LT olmak üzere iki seçeneği mevcuttur. Celtra Duo'nun kristalit yapısı (500-700 nm), geleneksel LDS kristallerine (2000-4000 nm) oranla 4 ila 8 kat arasında daha küçüktür. Sahip olduğu ultra ince mikro yapısı sayesinde, yüksek cam içeriğine rağmen, yüksek fleksural dayanım sağlamaktadır. Aynı zamanda materyalin optik ve mekanik özellikleri üzerinde de olumlu bir etki oluşturmaktadır. Üretici firma, Celtra Duo'nun içeriğindeki lityum silikat kristallerinin, opalasensiden sorumlu olan doğal gün ışığının dalga boyu aralığına karşılık gelmesi sebebiyle, doğal diş minesine benzer özellikler taşıdığını ileri sürmektedir. Bu durum, özellikle hasta başında üretilen inley ve onley restorasyonlar açısından önemli bir avantaj sağlamaktadır. Üretici

firma, glaze fırınlamasını zorunlu tutmamakla birlikte, fleksural dayanımın 210 MPa'dan 370 MPa'a yükseltilmesi amacı ile uygulanmasını önermektedir (104).

2.4.1.3. Cam infiltre seramikler: Cam infiltre seramikler; alümina, alümina ve magnezyum, alümina ve zirkonya olmak üzere üç farklı grup altında bulunurlar(105).

In-Ceram Alümina (VITA, BadSäckingen, Almanya) sisteminde, alümina altyapının şekillendirilip fırınlanmasını takiben içerisine cam infiltre edilir. %99,56 saf alümina içeren In-Cream Alümina seramik sistemi ile hem anterior hem de posterior bölgede üç üye köprü ve tek kuron restorasyonlarının uygulanması endikedir(105). Yarı opak yapısı nedeniyle ışığın tam geçişine izin vermeyen bu materyal sınırlı estetik olanaklar sağlar. In-Ceram Alümina'nın bükülme direnci 236-600 MPa, kırılma direnci ise 3,1-4,61 MPa arasındadır. In-Ceram Alümina ile hazırlanan kopingler üzerine feldspatik porselen işlenir (106).

In-Ceram Spinell (VITA, BadSäckingen, Almanya) 1994 yılında opak altyapıya sahip In-Ceram Alumina'ya alternatif olarak üretilmiştir (105). Üretim teknikleri aynı olmakla beraber, In-Ceram Alümina tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) kullanılmaktadır. Sinterleme işleminden sonra "spinell" adı verilen gözenekli bir yapı oluşmaktadır. Bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliği sağlayan cam infiltre edilmektedir (106,107). Bükme dayanımının In-Ceram Alumina'dan yaklaşık %25 daha düşük ve 283-377 MPa aralığında olduğu bildirilmiştir. Translusentliği ise iki kat daha fazladır. Bu sayede estetik beklentilerin yüksek olduğu anterior bölge restorasyonlarında endikasyonları mevcuttur (107).

In-Ceram Zirkonya (VITA, BadSäckingen, Almanya), In-Ceram Alümina'nın bir modifikasyonudur. %65 cam infiltre alümina ve %35 sinterlenmemiş zirkonya içermektedir. Altyapı üretimi geleneksel "slip-cast" tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan aşındırma tekniği ile yapılmaktadır(108). In-Ceram Zirkonya seramik materyalinin bükülme direnci 421-800 MPa, kırılma direnci ise 6-8 MPa arasındadır. Altyapının yüksek opasitesi nedeniyle uygulamada sadece arka bölge köprü protezleriyle sınırlandırmaktadır (109).

2.4.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler; atomları düzgün kristal düzeninde dizilmiş bir yapıya sahiptir ve cam içermezler. Bu dizilim çatlak ilerlemesinin engellenmesinde de önemli

rol oynamaktadır. Bu seramiklerde çatlak ilerlemesi, az yoğunlukta ve düzensiz atom ağına sahip olan camdan daha zor olmaktadır. Dolayısıyla polikristalin seramikler cam bazlı seramiklerden genel olarak daha dayanıklı ve sağlamdır. Polikristalin seramikler cam seramikler ile karşılaştırıldığında daha opak bir görünüme sahiptir. Dolayısıyla bu yüksek mukavametli malzemeler, estetik bölgede feldspatik cam seramikler ile veneerlenerek kullanılmaktadırlar (95).

2.4.3. Rezin Matriks Seramikler

Rezin matriks seramikler, seramik ve kompozitin olumlu özelliklerini birleştiren ve CAD/CAM sistemi ile şekillendirilebilen yeni alternatif dental materyallerdir(110). 2013 yılında Amerikan Diş Hekimliği Derneği (ADA)' nin yaptığı dental seramik tanımı temel alınarak sınıflamaya yeni bir grup ilave edilmiştir. Ağırlıkça %50'den fazla inorganik yapı içermesi ve daha az organik yapı bulundurması nedeniyle, seramik benzeri materyaller olarak sınıflamaya dahil edilmiştir (90).

Rezin matriks seramikler inorganik doldurucularına göre üç alt gruba ayrılır. Bunlar; rezin nanoseramik, rezin matrikse ilave cam seramik, rezin matrikse ilave zirkonya-silika seramiktir (90).

Rezin nanoseramikler; ağırlığının %80'i rezin matriks içinde yer alan nanoseramik partikülleri tarafından oluşturulmaktadır. Bu nanoseramik partikülleri; 20 nm çaplı silika nanopartikülleri, 4-11 nm çaplı zirkonya nanopartikülleri ve dolgu maddesinin arasındaki boşlukları dolduran zirkonya-silika nano kümelerinden meydana gelmektedir. Bu üç farklı nanopartikül polimer matriksi güçlendirmekte ve yüksek oranda çapraz bağ oluşturmaktadır (90). Kolaylıkla freze edilebilir, uyumlandırılabilir ve yeniden cilalanabilir. Renklenmelere karşı dayanıklıdır. Ayrıca aşınma dirençleri oldukça iyidir ve cam seramiklere oranla karşıt dişlerde daha az aşınmaya neden olur. Tekrar fırınlamaya ihtiyaç duymazlar. Yüksek bükülme dayanımına (200 MPa) sahiptir. Piyasada bu gruba ait; Lava Ultimate (3M ESPE, Minnesota, ABD), Grandio blocs (VOCO, Cuxhaven, Almanya) ve Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) gibi örnekler mevcuttur (90,111).

Rezin matrikse ilave cam seramikler, gözenekli seramik yapı içerisine polimer infiltre edilip interpenetran ağ (polimer infiltre edilmiş seramik ağ-PICN), oluşturulmasıyla elde edilir. Bu materyalde rezin kompozitlerin dentine benzer elastisite

modülü ile seramiklerin üstün estetik özellikleri birleştirilmiştir. Rezin materyalinin gözenekli seramik yapı içerisine infiltrasyonu ile cam infiltrasyonu arasında önemli farklılıklar bulunmaktadır. Cam infiltrasyonu ile polimerin büzülmesi %1 iken, rezin materyalinin infiltrasyonu ile polimerin büzülmesi %5 civarındadır. Mikroyapısal analizler PICN'lerin, seramik (ağırlıkça %86 / hacimce %75) ve polimer ağından (ağırlıkça %14 / hacimce %25) oluşan hibrit bir materyal olduğunu bildirmektedir. Seramik bileşen baskın yapıyı oluşturmaktadır. Spesifik bileşimi %58-%63 $Si0_2$, %20 - %23 Al_20_3, %9-%11 Na_20, %4-%6 K_20, %0,5-%2 B_2O_3, %1'den az Zr_20 ve CaO'den oluşmaktadır. Polimer ağının içeriğinde ise; üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) yer almaktadır. PICN materyalinin mekanik özelliklerinin ortalama değerleri, porselenler ve rezin esaslı kompozitler için ölçülen değerler arasında değişmektedir (111,112). Bu gruba ait en bilinen örnek olarak; 2013 yılında piyasaya tanıtılan VITA Enamic (VITA, BadSackingen, Almanya) bloklardır. Aynı zamanda "ilk dental hibrit seramik" olarak da tanımlanmaktadır. Birbiri içerisine geçmiş gözenekli bir seramik ağa ve çift fazlı bir mikroyapıya sahiptir. Organik matriks UDMA ve TEG-DMA'dan oluşmaktadır. Ağırlık olarak içeriğinde %86 oranında Al_2O_3 ile güçlendirilmiş feldspatik seramik bulunmaktadır. İlk önce toz porselenin yoğunluğunun yaklaşık %70'ine sinterlenmesi, daha sonra da monomerlerin infiltrasyonuyla üretilmektedirler. 160 MPa bükülme dayanımı ve 38 GPa elastik modülüsüne sahiptir. Hem seramik hem de kompozitin olumlu özelliklerini birleştirmeyi hedefleyen bu materyal, dayanıklılık ve elastikiyet arasında başarılı bir denge sağlayarak intraoral stresleri absorbe eder. Bu özelliği ile minimal invaziv restorasyonlar için gerekli olan elastisiteyi sağlar. Polimer ağ yapının varlığı olası bir çatlağın ilerlemesini engeller. 30 Gpa değerindeki elastisitesi doğal dentine oldukça yakındır. HT ve T olmak üzere iki seçeneği mevcuttur. Feldspatik seramiklere göre düşük sertlik değeri göstermesi nedeniyle dişlerde daha az aşınma meydana getirir. Aynı zamanda bu düşük sertlik değeri zaman içinde materyalin feldspatik seramiklere göre daha fazla aşınmasına neden olur. Tek diş restorasyonlarının (inley, onley, veneer, kuron) yanısıra özellikle yüksek çiğneme kuvvetlerinin oluştuğu molar bölgelerde ve minimal preparasyona sahip dişlerde kullanımı uygundur. Ancak köprü restorasyonlarında ve parafonksiyonel alışkanlığa sahip bireylerde kontrendikedir. Bu materyallere %5'lik HF asit uygulaması ile restorasyonun iç yüzeyi oldukça iyi pürüzlendirilir ve adeziv simanlar ile yapıştırılabilir (113).

Rezin matrikse ilave zirkonya-silika seramikler; ağırlık olarak %60'tan fazla inorganik içeriğe sahiptir. Bu grupta Paradigm MZ100 (3M ESPE, Minnesota, ABD) ve Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) bulunmaktadır. Bu firmaya ait Z100 kompozit içerisine seramik ilave edilmiş ilk polimer infiltre kompozit blok materyalidir. %85 inorganik yapı %15 organik matriksten oluşmaktadır. Zirkonya-silika seramik parçacıkları inorganik kısmını oluştururken, organik kısmını Bis-GMA (bisfenol-A-glisid metakrilat), TEG-DMA ve üçlü aktivatör sistemi oluşturmaktadır. Seramik partiküller bu organik matriks ile tamamen sarılır. Polimerizasyonu fabrikasyon aşamasında tamamlandığı için, oldukça gelişmiş mekanik özellikler gösterir. Yaklaşık 150 MPa bükülme direncine sahiptir. Uzun süreli geçici yapımında, diş sıkma alışkanlığına sahip bireylerde gelen kuvvetleri absorbe edebildiği için tek kuron, inley, onley yapımında kullanılabilmektedirler. Diğer rezin matriks sistemlerde olduğu gibi daha konservatif diş preparasyonuna izin verirler. Renklendirme, bitirme ve polisaj işlemleri kolaydır. Ağız içerisinde rahatlıkla uyumlanabilirler. Paradigm MZ100 blokların yerini, farklı ısı ve basınç koşulları altında polimerize edilmiş ve mekanik özellikleri geliştirilmiş Lava Ultimate bloklar almıştır. Shofu Block HC ağırlık olarak % 61 silika, silikat ve zirkonyum silikat doldurucular dan meydana gelmektedir. Bu yapı, UDMA ve TEG-DMA' dan oluşan polimer organik matriks ağ ile sarılmıştır. Bükülme dayanımı 190-200 MPa arasındadır. Dişe benzer estetik özellikler gösterdiğinden ve çift katmanlı blokları mevcut olduğundan anterior ve posteriorda implant üzeri kuronlarda, inley, onley ve veneer restorasyonlarda kullanımı uygundur (90,111).

2.4.4. Polimerler

Genellikle geçici restorasyon ve abutment üretiminde kullanılan yüksek yoğunluklu polimerler CAD/CAM sistemi ile kullanılmak üzere geliştirilmiştir (114). Bu materyaller polimetilmetakrilatın (PMMA) yüksek ısı ve basınç altında polimerize edilmesiyle üretilmektedirler. Böylelikle yüksek cilalanabilirlik özelliği ve minimum pöröziteye sahiptirler. Monomer ve kimyasal içeriklerine bağlı olarak farklı mekanik özelliklere gösterebilen yüksek çapraz bağlı yapıda bulunurlar. Otopolimerizan geçici rezin materyallere kıyasla daha kolay frezelenebildiği için geçici restorasyon yapımının basitleştirilmesini sağlamaktadırlar. Fiberler veya metal teller ile güçlendirilme ihtiyacının olmaması gibi avantajlar da göstermektedirler (114). VITA CAD-Temp

(VITA Zahnfabrik, BadSäckingen, Almanya), Telio CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bu grubun en bilinen örneklerindendir (115,116).

Günümüzde geçici kuron, köprü, hareketli bölümlü protezlerde iskelet yapımında ve okluzal splint materyali olarak kullanılan polikarbonat ve poliakrileterketon ailesine ait sentetik olarak üretilen bir polimer olan polietereterketon (PEEK) materyali de kullanılmaktadır. Özellikle son yıllarda oldukça popüler olan PEEK, poliarileterketon (PAEK) ailesinin bir yüksek ısı polimeridir. Bu materyal opak olmakla birlikte, genellikle beyaz ya da gri renge sahiptir. Rengi nedeniyle estetik bölgede monolitik olarak kullanılamayacağından veneerlenmesi önerilmektedir (117,118).

2.4.5. Kompozitler

Yapısal, fiziksel, biyolojik ve estetik özelliklerinin sağladığı avantajlardan dolayı akrilik rezin esaslı bloklara kıyasla daha başarılı olan kompozit rezine esaslı bloklar kullanılarak daha üstün estetik ve biyolojik özelliklere sahip, uzun süreli geçici restorasyonlar hazırlanabilmektedir. Ayrıca özellikle bruksizm sorunu olan hastalarda, hem karşıt dişte daha az aşınmaya neden olan, hem de çiğneme kuvvetlerini absorbe edebilen bu tür malzemeler kullanılarak tek üye kuron restorasyonlar ve inley-onley restorasyonlar hazırlanması da mümkündür. Paradigm MZ100 (3M ESPE, Rüschlikon, İsviçre) ve Lava^{TM} Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bu kompozit bloklara örneklerdir (119) .

2.5. ADEZİV REZİN SİMANLAR

Yüksek sıkışma ve gerilme dayanımına sahip rezin simanlar; diş ve porselen yüzeyine oldukça yüksek bağlanma özelliği gösteren ajanlardır. Konvansiyonel simanlara kıyasla düşük çözünürlük gösterirler. Günümüzde optimal siman grubu olarak bilinirler (120). Dentin dokusunun organik yapısına mikromekanik olarak, inorganik yapısına ise kimyasal olarak bağlanmaktadırlar. Kompozit rezinler ile benzer özelliklere sahip olmakla beraber, bu simanların içeriklerindeki doldurucu oranı daha azdır. Kompozitlerde olduğu gibi, rezin simanlar da hibrit tabaka oluşturarak yüzeye yapışma sağlarlar (121). Rezin simanları oluşturan ana bileşenler; organik polimer matriks faz, inorganik faz ve ara fazdır. Organik polimer matriks faz; Bis-GMA ve UDMA'dan oluşur. UDMA'nın adezyonu daha kuvvetlidir ve renklenmeye karşı daha dayanıklıdır. Ancak her iki rezin de yüksek viskozitesiye sahiptir. TEG-DMA ilavesiyle bu yapıların

viskoziteleri azaltılmaktadır (122). İnorganik faz, dolduruculardan oluşmaktadır. Simanın fiziksel ve mekanik özelliklerini doldurucu partiküllerin formu, büyüklüğü ve miktarı etkilemektedir. Matriks içerisinde %20-75 oranında kuartz, stronsiyum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat gibi doldurucular bulunur (123). Tanecik büyüklüğü arttığında organik matriks oranı düşer. Böylelikle su emilimi, ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi azalır. Aynı zamanda yapısal dayanıklılık ve ısı iletkenliği de artar. Ara fazda ise; silan molekülü aracılığı ile organik polimer matriks faz ile inorganik faz arasında sıkı adezyon sağlanır. Silan bir ucu ile polimer matrikse, diğer bir ucu ile doldurucuya bağlanır(124,125). Adeziv rezin simanlar; yüksek dayanıklılık, intraoral ortamda düşük çözünürlük, geniş renk seçeneği, flor salınım özelliği, seramiği güçlendirmeleri ve konservatif restorasyonlara olanak sağlamaları gibi pek çok avantajlara sahiptir. Uygulamalarının hassasiyet gerektirmesi, film kalınlığının konvansiyonel simanlara kıyasla fazla olması, mikrosızıntı ve pulpal duyarlılığa sebep olabilmeleri ve bazı oksijen ürünlerinin polimerizasyonu inhibe etmesi dezavantajlarıdır. Bu simanlar; tam seramik restorasyonlar, porselen laminate veneer restorasyonlar, inley/onleyler, periodontal splintler ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılırlar (126–128). Adeziv rezin simanlar; kimyasal içeriklerine, adeziv mekanizmasına ve polimerizasyon mekanizmalarına göre sınıflandırılabilirler (129).

2.5.1. Kimyasal İçeriklerine Göre Rezin Simanlar

Rezin simanların formülasyonları genelde organik matriks monorleri, inorganik doldurucular ve reaksiyon başlatıcı inisiyatörlerden oluşur. Organik matriks monomerleri göz önünde bulundurulduğunda ise, Bis-GMA içerikli ve silan içerikli rezin simanlar olarak sınıflandırma yapılmaktadır (126).

2.5.1.1. Bis-GMA içerikli rezin simanlar: Sıklıkla ikili pat sisteminden oluşan bu rezin simanlar, oda sıcaklığında polimerize olur ve karıştırılmaları oldukça kolaydır. Polimerizasyonları; kimyasal, ışık ile veya dual (hem ışıkla hem kimyasal) olarak gerçekleşir(126). Yüksek dayanım ve düşük çözünürlük özellikleri geliştirilmiştir. Diş dokusu için bağlayıcı ajan, metal yüzey için silikat kaplama, porselen yüzey için asit ve silan ajanları kullanmayı gerektirirler (129). Bu nedenle ek materyal ihtiyacı dezavantajıdır. Bis-GMA içerikli rezin simanlara, Variolink II (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn), RelyX ARC (3M ESPE, ABD) ve Sono Cem (3M ESPE, ABD) örnek verilebilir (130).

2.5.1.2. Silan içerikli rezin simanlar: Genellikle ikili pat sisteminde bulunurlar. Dual yolla polimerizasyon sağlanarak ışıkla tam olarak aktive edilemeyen restorasyonlarda tercih edilirler. Simantasyon için bir ön hazırlık aşamasına ihtiyaç yoktur. Diş, metal ve porselen yüzey ile yüksek bağlanım dayanımı göstermeleri nedeniyle sıklıkla kullanılmaktadırlar(126). Aynı ticari firmaya ait olan, Panavia F 2.0, Panavia 2.1 ve Panavia EX (Kuraray Dental, Japonya) en sık tercih edilen silan bazlı rezin simanlardandır (131).

2.5.2. Adeziv Mekanizmasına Göre Rezin Simanlar

Adeziv rezin simanlar, yüzeye bağlayıcı ajan yardımıyla bağlanmaktadır ve kullanılan bağlayıcı ajanın türüne göre diş yüzeyine bazı işlemler uygulanmaktadır. Rezin simanlar adeziv mekanizmasına göre üç farklı şekilde sınıflandırılmaktadır (129).

2.5.2.1. Asitlenen ve yıkanan (etch&rinse) rezin simanlar: İki aşamalı ve üç aşamalı sistem olmak üzere ikiye ayrılır. İki aşamalı sistemde öncelikle asit uygulanır. Bunu takiben primer ve bondun tek bir şişede birleştirildiği sistem uygulanır. Üç aşamalı sistemde ise; asit, primer ve bond sırayla uygulanır (132). %30-40 oranındaki fosforik asit; mine yüzeyine 30 saniye, dentin yüzeyine ise 15 saniye süre uygulanır. Smear tabakasını ve dentin tubüllerindeki smear tıkaçlarını kaldırır. İntertübüler dentini, hidrate kollajen demetler bırakarak 5-10 μm derinliğine kadar demineralize eder. Bu sayede dentindeki Tip 1 kollajeni açığa çıkarır. Bu işlem ile yüzey enerjisini artırmak amaçlanmıştır. Uygulanan asitin su ile uzaklaştırılmasını takiben, diş yüzeyi dikkatli bir şekilde kurutulur ya da nemli bırakılır (133–135). Primer; aseton, etanol, veya su içinde çözünmüş monomer yapılardır. Hibrit tabakasını oluşturmak ve intratübüler rezin sarkıtlarını meydana getirmek üzere demineralize intertubüler dentine penetre olurlar. Açığa çıkan kollajen fibriller için hidrofilik özellik gösterirken, adeziv rezinle kopolimerizasyon için hidrofobik özellik gösterirler. Hidrofilik dentin ile hidrofobik rezin arasında adezyon kurucu ajan olarak davranırlar (129). Bond; rezin bazlı kompozit ile hibrit tabakası arasında köprü görevi görmektedir. Üç aşamalı asitlenen ve yıkanan rezin simanlar, hem in-vivo hem de in-vitro olarak mükemmel bağlanma dayanımı göstermişlerdir. Bu başarının mine ile olan optimal bağlantı ve dentin hibridizasyonu ile sağlandığı beldirilmiştir (136). Ancak çoklu aşamaya sahip olmaları ve teknik hassasiyet gerektirmeleri nedeniyle uygulamaları nispeten zordur. Bağlanma dayanımının azalmaması için, her aşama üretici firmanın belirttiği sürelerde uygulanmalıdır. Aynı

zamanda tükürük kontaminasyonunun da engellenmesi gerekmektedir (137). Dentin dokusunun kuru veya ıslak bırakılma derecesine bağlı olarak post-operatif hassasiyete neden oldukları bildirilmiştir (138). Işıkla veya dual olarak polimerize olabilirler. İki aşamalı asitlenen ve yıkanan rezin simanlar, aşamaların kısalması bakımından avantajlı olsa da, dentine penetre olabilmesi için birkaç kat uygulanmadığı sürece tam olarak tamamlanmamış bir tabaka oluşturur. İki aşamalı adeziv sistemlerin, geleneksel üç aşamalı adezivlere göre daha az bağlantı dayanımı gösterdikleri pek çok çalışmada bildirilmiştir (139,140).

2.5.2.2. Kendinden asitli (self-etch) rezin simanlar: Kendinden asitli (self-etch) primer ve bonding ajanının uygulanması şeklinde iki aşamalı olabildiği gibi, tek aşamalı da olabilmektedir. Asidik rezin primerin pH'ı 1-2 arasındadır. Bir yandan mine ve dentini asitlerken, diğer yandan yüzeyi simana hazırlar. Yıkanarak uzaklaştırılmazlar ve intertubüler dentinle hibrit tabakasını oluştururlar (141,142). Bond veya adeziv rezin, hibrit tabakası ve rezin bazlı siman arasında bir köprü görevi görür. Kendinden asitli primerlerle uyumlu rezin simanların kullanımıyla, teknik hassasiyetten kaynaklanan hatalarının en aza indirilmesi amaçlanmıştır (143). Ancak, kendinden asitli primerlerin uygulama tekniği adeziv performansı etkilediği, özellikle kullanım öncesi çalkalanmaları gerektiği belirtilmektedir (144). Kendinden asitli simanların kullanımıyla birlikte post-operatif hassasiyetin azaldığı bildirilmiştir (145). Bu bağlayıcı sistemleri içeren rezin simanlar, uygulama aşamalarının az olması nedeniyle daha çok tercih edilse de, mine yüzeyine asitlenen ve yıkanan simanlara göre daha zayıf bağlanma dayanımı gösterdikleri belirtilmiştir (146). Ayrıca, asidik primerin simandaki amin katalizörünü inhibe edebileceğinden dolayı, kimyasal veya ışıkla polimerize olan simanlarla birlikte kullanılırken dikkat edilmesi gerektiği bildirilmektedir(139). Tek aşamada uygulanan adeziv sistemlerde kullanılan asidik materyallerin, önemli miktarda su içerdikleri ve tamamlanmayan tabakalar oluşturarak, adeziv boyunca sıvı geçişine izin verdikleri, bu durumun da rezin polimerizasyonunu inhibe edebildiği belirtilmiştir. Bu nedenle, tek aşamalı bağlayıcı sistemlerin rezin bazlı simanlarla birlikte kullanılmaları tavsiye edilmemektedir (138).

2.5.2.3. Kendinden adezivli (self-adeziv) rezin simanlar: Kendinden adezivli rezin simanlar konvansiyonel simanların uygulama kolaylığı ile rezin simanların üstün mekanik ve estetik özelliklerini tek bir simanda toplamak amacıyla üretilmiş ve

2002 yılında piyasaya sunulmuştur (147). Bu simanlar, diğer rezin simanlar gibi uygulama öncesinde diş yüzeyine herahangi bir hazırlık gerektirmezler. Smear tabakasının uzaklaştırılmaması nedeniyle postoperatif hassasiyete neden olmadıkları belirtilmiştir (148). Çift yönlü (dual) polimerize olan bu simanlar, dentine bağlanmada etkilidirler. Tam seramik kuronlar, laminate veneerler, porselen inley ve onleylerin simantasyonunda estetik olarak uyum göstermektedirler (129). Self adeziv rezin simanlar; akrilik veya diakrilat monomerler ve self adeziv özelliğini oluşturan asidik adeziv monomerler içerirler. Asitlenen ve yıkanan sistemler ile karşılaştırıldıklarında, dentin yüzeyinde smear tabakasını bırakarak dentin ile ara bağlantı oluştururlar (149). Bu simanların sıklıkla tercih edilmesinin sebebi, tek aşama ile uygulanmaları ve simantasyon sonrası nadiren hassasiyet gözlenmesidir. Ancak, adezyon etkinlikleri uzun dönem klinik çalışmalarla henüz kanıtlanmamıştır. Buna ek olarak genleşmeye neden olan nemi absorbe etmeleri, maksimum dayanıklılığına rezin simanla yapıştırıldıktan sonra ulaşan porselen laminate veneer gibi restorasyonlar ve lösit içerikli düşük dayanıklı seramiklerle kullanımlarını engeleyebilir (136).

2.5.3. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Rezin Simanlar

Polimerizasyon mekanizmasına göre rezin simanlar; kimyasal, ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak (dual) polimerize olan rezin simanlar olmak üzere üçe ayrılmaktadırlar (131).

2.5.3.1. Kimyasal polimerize olan rezin simanlar: Biri baz, diğeri ise katalizör olmak üzere ikili pat sisteminde kullanılırlar. Hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucu içerirler. Katalizörde organik amin, baz olanında benzoil peroksit bulunur. Kimyasal polimerize olan rezin simanların renk stabiliteleri iyi değildir. Bunun nedeni, yapısında bulunan tersiyer aromatik aminlerin intraoral ortamda kimyasal değişime uğramaları ve amin renklenmesinin görülmesidir. Ayrıca kısıtlı çalışma süresi ve karıştırmaya bağlı olarak pörozite gibi dezavantajları vardır. Metal destekli sabit protezler, postlar, adeziv köprüler, ışık geçirmeyen kor yapısına sahip seramik kuronların simantasyonunda tercih edilmektedirler. Günümüzde tercih edilen kimyasal polimerize rezin simanlar arasında Panavia 2.1 (Kuraray, Japonya) ve C&B (Bisco, ABD) bu grubun örneklerindendir (150).

2.5.3.2. Işıkla polimerize olan rezin simanlar: Polimerizasyon mekanizmaları 'light-cure' olarak adlandırılan bu simanlar tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Polimerizasyonları, 470 nm dalga boyundaki ışık ile gerçekleşmektedir. Kamforokinonun, fotoaktivatör olarak kullanıldığı rezin simanlarda, uygun dalga boyunun 468 nm olduğu bildirlmiştir. Işığa duyarlı diketon ile amin grubunun kombinasyonu sonucu serbest radikal oluşumu gözlenir. Tek pat halindeki bu sistemlerde ışık emici kamforokinon, hızlandırıcı ise alifatik amindir. Tüp içinde birlikte bulunan bu yapılar ışık uygulanmadığı sürece polimerizasyona girip reaksiyon başlatmazlar (151). Günümüzde kullanılan mikrodolduruculu ve hibrit rezin simanların birçoğu ışıkla polimerize olmakta ve TEG-DMA matriks içermektedirler. Bu sayede renk stabiliteleri kimyasal polimerize olan rezin simanlara kıyasla daha iyidir (150). Işık kaynağının gücündeki en ufak bir değişim, simanın bütün fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkilemektedir. Işık ile polimerizasyon; ışık kaynağının türü, yoğunluğu ve ışık kaynağının kompozit rezin materyale uzaklığı gibi pek çok faktörden etkilenmektedir. Görünür ışığın ulaşmasına tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2,0 mm den az olan translusent yapıdaki seramik laminate venerler ve tam seramik kuronların simantasyonunda kullanılır (152). Işık ile polimerize olan rezin simanlara örnek olarak; RelyX Veneer Cement (3M ESPE, ABD), Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn), NX3 Nexus 3.jenerasyon Light-Cured (Kerr, ABD) ve Choice 2 Light-Cured Veneer Cement (Bisco Inc., ABD) verilebilir (153).

2.5.3.3. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar: Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarda polimerizasyon sürecinin yavaş gerçekleşmesinden dolayı, içeriğine fotokimyasal maddeler ilave edilerek dual (hem ışıkla hem de kimyasal) polimerize olan rezin simanlar geliştirilmiştir. Polimerizasyonun ışık ile tam olarak aktive edilemeyeceği bölgelerde kullanımları önerilmektedir (154). İkili pat sisteminde üretilmişlerdir. Her iki pat içeriğinde bulunan ürünlerin tepkimeye girmesi ile serbest radikal oluşumu gözlenir. Reaksiyon başlatıcı aktif hale geldikten sonra, serbest radikaller oluşur ve polimerizasyon reaksiyonu başlar. Simanda polimerizasyondan sorumlu sistemler; bazda bulunan ve ışıkla aktive olan diketon, katalizörde bulunan ve kimyasal olarak aktive olan amin peroksittir. Amin peroksit sistem yavaş ilerlediğinden polimerizasyonun erkenden gerçekleşmesi engellenir. Aynı zamanda restorasyon yerleştirildikten sonra siman artıklarını uzaklaştırabilecek çalışma zamanı sağlanır. Işık uygulandıktan sonra, kimyasal polimerizasyon süreci yavaş devam eder ve

tam polimerizasyon 24 saat içinde tamamlanır. Dual polimerize olan simanlar, restorasyonun rengiyle kontrast oluşturmamak ve alttaki diş dokusunun rengini yansıtmak amacıyla translusent yapıdadır (131). Ayrıca dual polimerize olan rezin simanlar; mine, dentin, bağlayıcı ajan, silan, kompozit ve cam iyonomere çok iyi bağlanır (155). Adeziv simantasyon ile daha estetik sonuçların yanısıra 20-30 μm'lik homojen bir film kalınlığı elde edilir. Bu sayede kırılma direnci belirgin olarak artar. Bu simanlar; seramik inley ve onley restorasyonlar, seramik laminate venerler ve kuronlar, adeziv kuron ve köprüler, metal destekli restorasyonların simantasyonunda kullanılır (149). Dual polimerize olan rezin simanlara örnek olarak; NX3 Nexus 3.jenerasyon (Kerr, ABD), RelyX ARC rezin siman (3M ESPE, ABD), Panavia F2.0 (Kuraray, Japonya), Variolink II (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein), RelyX Unicem (3M ESPE, ABD) ve Maxcem (Kerr, ABD) verilebilir (155).

2.6. DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK

2.6.1. Işık ve Renk Kavramı

Rengin algılanmasında temel faktör ışıktır. Bir enerji biçimi olan ışık, gözün retinasını etkileyebilen elektromanyetik radyasyon spektrumunun bir parçasıdır ve nanometre ile ifade edilen dalga boylarından oluşur. Radyo dalgaları, X-ışınları, ultraviyole ve kızılötesi ışınların tümü elektromanyetik radyasyon ailesinin bir parçasıdır ve farklı dalga boyu özelliklerine sahiptir. İnsan gözü, 360-780 nm kadar çok grniş olmayan bir dalga boyu aralığına duyarlıdır. Bu alana “görünür ışık spektrumu” denir (156,157).

Renk ise, görünür ışığın çeşitli dalga boylarının absorbe edilmesi ve yansımasıyla algılanır. Bu algılama, ışığın cisimler üzerine çarpması sonucunda kısmen soğurulup, yansımasıyla beraber çeşitlilik gösterir ve bunlar renk tonu veya renk olarak adlandırılırlar. Beyaz renk, ışığın tüm dalga boylarını yansıtırken, siyah renk ışığın tümünü emer (157,158).

Bir nesne belirli bir renkte görünüyorsa, o nesneye bakarken gözümüze gelen ışığın nesne tarafından bir şekilde değiştirildiği anlamına gelmektedir. Rengin algılanmasını sağlayan, ışığın nesne ile etkileşimidir. Bu nedenle, ışık olmadan renk olmaz sonucuna ulaşmıştır. Işık bir nesne ile etkileşirse, ışığın bir kısmı nesne tarafından

absorbe edilmektedir. Absorbe edilemeyen dalga boyları (yansıtılan veya iletilen) gözdeki alıcı hücreler (çubuklar ve koniler) tarafından algılanır ve beyin tarafından belirli bir renk olarak tanınır (156).

Aydınlatma koşulları, arka plan etkileri, renk körlüğü, binoküler farklılıklar, göz yorgunluğu, yaş ve diğer fizyolojik faktörler dahil olmak üzere, bireyin renk algısını etkileyen çok sayıda faktör vardır. Ancak bu fiziksel değerlendirmelerin yokluğunda bile, her gözlemci, renkle ilgili geçmiş deneyimlerine ve sonuçta ortaya çıkan renk referanslarına dayanarak rengi farklı şekilde yorumlayabilir (159).

2.6.1.1. Kırılma ve yansıma: Işınlar havadan başka bir ortama geçerken bir kısmı yansıyarak geri dönmektedir, bir kısmı ise hız ve doğrultusunu değiştirerek yeni ortama geçmektedir. Işığın bu şekilde doğrultusunun değişmesine "ışığın kırılması" denir (160).

2.6.1.2. Transparanlık, translusentlik ve opaklık: Transparanlık (Saydamlık), ışığın bir cismin içinden tamamen geçebilmesidir(160). Bu sayede materyalin arkasındaki cisim görülebilir. Örneğin cam saydam bir materyaldir. Genellikle genç bireylerin anterior dişlerinin insizal kenarları boyunca ve mesial, distal eğimlerindeki mine yapısı transparan özellik taşımaktadır. Bu nedenle bu alanlara yapılacak restorasyonların bu özellikteki materyalden seçilmesi doğallığı sağlama konusunda faydalı olacaktır (161).

Translusentlik (Yarı saydamlık), materyallerin ışığın geçişine kısmen izin vermesidir. Başka bir ifade ile, opaklık ve trasnparanlık arasında bir derecedir. Translusentliğin derecesi doğal dişlerin karakterizasyonunu belirler. Genellikle dişin translusentliğini arttırmak parlaklığını azaltır. Bunun nedeni; göze daha az ışık yansımasıdır (161).

Opaklık, materyallerin ışığın geçişine engel olma özelliğidir. Bütün renkler absorbe edilemeden tamamen yansıyor ise, obje beyazdır (161).

2.6.1.3. Floresanslık: Materyal tarafından ışığın absorbe edilerek uzun bir dalga boyunda yayılmasına floresanslık (ışıma) denir. Doğal dişler floresans özelliğe sahiptir. Restorasyon ve doğal dişler farklı floresans özelliği gösterdiklerinde estetik olarak renk uyumsuzlukları görülebilmektedir. Floresans özelliğe sahip restorasyonlar

daha parlak görünse de, klinik uygulamada floresans özelliğin restorasyonların renk seçiminde önemli bir rol oynamadığı düşünülmüştür (161).

2.6.1.4. Opalesanslık: Opalesanslık; materyalin ışığı absorbe ettiğinde ve yansıttığında farklı renk olarak algılanmasıdır. Opaller prizma özelliği göstererek ışığın değişik dalga boylarını farklı açılarda kırmaktadır. Mine yapısındaki hidroksilapatit kristalleri de prizma gibi davranmaktadır. Işığın dalga boyları diş dokusu ve dental materyaller üzerinde farklı derecelerde opalesanslık gösterir. Opaller ve mine; üzerine ışık düştüğünde kırmızıları geçirir, mavileri de yansıtır. Böylelikle aslında renksiz olan mine mavimsi görünmektedir. Mine yapısının taşıdığı opalesans özellik dişi aydınlatır ve optik derinlik kazandırır (161).

2.6.1.5. Metamerizm: Belirli aydınlatma koşulları arasında benzer görünen ancak spektral yansıması farklı olan iki renge "metamer" denir ve bu fenomen "metamerizm" olarak adlandırılır. Bir başka tanımla ise metamerizm; bir cismin renginin farklı ışık kaynakları altında farklı renklerde algılanmasıdır. Metamerizmin, laboratuvar ortamı ve dental klinik arasındaki aydınlatma farklılığından da kaynaklanabildiği bildirilmektedir. Renk seçiminde metamerizmden kaynaklanan bir sorun, doğal gün ışığı ya da floresan lamba gibi farklı aydınlatmalar altında yapılmasıyla çözülebilir (161).

2.6.2. Renk Sistemleri

Renkleri matematiksel olarak ölçmek için, 20. yüzyılın başlarından günümüze kadar geliştirilmiş birçok farklı sistem mevcuttur. Bunlardan bazıları sadece teorik ya da örnek yerleştirmeye dayalı, bazıları ise fiziksel ölçüm veya hesaplamalara dayanmaktadır. Tüm olası renk algıları için bir koordinat sistemi tanımlayan renk sistemi sayesinde sanatta, endüstride ve bilimde doğru bir renk uyumu mümkün hale gelmektedir. Farklı prensibe göre tasarlanmış birçok renk sistemi mevcut olmakla birlikte hiçbiri tam olarak geçerli sayılmamıştır(162).

1905'te Albert H. Munsell, tonlar ve varyasyonları sınıflandırılabilir ve organize edilebilir, üç boyutlu renk çarkı olarak bilinen sayısal notasyon sistemi oluşturmuştur. Bu sebeple modern renk sınıflandırmasının babası olarak kabul edilmektedir. Uluslararası rengi standartlaştırmak için 1931'de kurulan CIE (Commission International D'Eclairage), standartlaştırılmış renk tablosunu tanıtmıştır. Görsel olarak tanımlayıcı

Munsell ve daha nicel olan CIE renk sistemleri; geliştirme ilkeleri, deneyimsel teknik ve nitelikler açısından en çok tercih edilen sistemlerdir (163).

2.6.2.1. Munsell renk sistemi: Albert H. Munsell rengi "üç boyutlu bir fenomen" olarak tanımlamıştır. Bu üç boyutu; "hue (ton), value (parlaklık) ve chroma (doygunluk)" olarak belirtmiştir(164). "Munsell notasyonu" olarak da adlandırılan bu sistemde; renkler, uzaysal olarak silindiriksel koordinatlarda gösterilmektedir. Silindirin dikey ekseninde yer alan value (parlaklık), siyahtan beyaza kadar grinin tüm tonlarını göstermektedir. Hue (ton), silindirin etrafındaki halka üzerinde yer almaktadır. Chroma (doygunluk) ise, value (parlaklık) eksenine göre dik olarak dışarı doğru uzanır ve merkezden dışarıya doğru artış göstermektedir. Bu sisteme göre bir rengin belirtilmesi, Hue Value/Chroma ya da H V/C şeklindedir (164).

Hue (Ton): Ana renk olarak tanımlanan Hue, Munsell tarafından "bir renk ailesini diğerinden ayırmayı sağlayan değerdir, sarıyı kırmızıdan, yeşili mavi veya mordan ayırmamızı sağlar" şeklinde açıklanmıştır. Munsell renk sisteminde saat yönünde sırasıyla kırmızı, sarı, yeşil, mavi ve mor olmak üzere 5 ana renk tanımlanmaktadır. Bununla birlikte bu ana renklerin birleşiminden sari, kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi ve kırmızı-mor şeklinde sıralanan 5 adet de ara renk bulunmaktadır. Ana ve ara renklerden oluşan toplam 10 farklı renk ve bu 10 farklı rengin her biri için değişik 10 farklı value değeri, yani toplamda 100 farklı hue değeri bulunmaktadır (165).

Value (Parlaklık): Parlaklık, bir nesneden yansıyan ışık miktarıdır. Munsell, parlaklığı beyaz ile siyah gri skala olarak tanımlamıştır. Parlak nesneler daha az miktarda gri iken, parlaklığı düşük nesneler daha fazla miktarda gri içerir ve daha koyu görünür. Parlaklığın düşürülmesi, aydınlatılan nesneden ışığın azalarak geri gelmesi anlamına gelir, böylece daha fazla ışık ya başka bir yere saçılır ya da nesnenin içinden geçer (165).

Chroma (Doygunluk): Renk doygunluğu, tonun yoğunluğu veya gücüdür. Yoğunluk arttıkça parlaklık düşer. Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır (165).

Gözlemciler tarafından renk algısı, göze giren ve gözün retinasında üç tip renk reseptörünü uyaran görünür ışık spektrumunu içerir ve bu da beyne optik sinir yoluyla iletilir. Gözdeki üç renk reseptörü göz önüne alındığında, bir gözlemcinin üç renk parametresiyle algılayacağı rengi belirtmek en yaygın olanıdır. Diğer renk düzeni sistemleri, rengi üç boyutlu olarak tanımlasa da, Munsell renk diyagramı, ton, parlaklık

ve doygunluğun algısal olarak tekdüze ve bağımsız boyutlarına ayrılan ve renkleri üç boyutlu sistematik olarak gösteren ilk sistemdir (164).

2.6.2.2. CIELab renk sistemi: Renk konusunda uluslararası standartları belirlemek üzere, 1913 yılında Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE; "Commision de l"Eclairage" veya "International Commission on Illumination") kurulmuştur. Komisyon, 1931 yılında ilk kez "standart gözlemci eğrisini" tanımlamıştır. Böylelikle, CIE standartlarına bağlı olarak bir rengi seçmek için üç ana renge sayısal olarak dönüştürülebilen üç uyaranlı bir sistem (X, Y, Z) tanımlanmıştır. Buna göre tüm renkler, başlıca üç ana renk olan kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavinin (Z) çeşitli miktarlarda karışımı ile elde edilmektedir (166).

1976 yılında ise, komisyon tarafından daha belirleyici bir sistem olan CIELab renk sistemi geliştirilmiştir. CIELab renk sistemi standart bir gözlemci ile insan gözünün renge verdiği psiko-fiziksel yanıtın koordinat değerlerinin hesaplanması temeline dayanmaktadır. CIELab sisteminde renk, Munsell renk sisteminde olduğu gibi üç koordinatta verilir. Munsell renk sistemine kıyasla bu sistemin avantajı, renklerin sayılarla ifade edilip klinik olarak yorumlanabilir olması ve renk farklılıklarının tanımlanabilmesidir. Bu nedenle, diş hekimliğinde renk ölçümü ve ayrımının yapılmak istendiği çalışmalar için en çok kullanılan renk sistemidir (167).

CIELab sisteminde renk L^*, a^* ve b^* olmak üzere üç eksende tanımlamaktadır. L^*, Munsell renk sistemindeki value değeri ile paralellik gösterir. Rengin açıklık, koyuluk, parlaklık veya siyah/beyaz derecesini belirtmektedir. L^* parametresi dikey eksende bulunur ve saf beyaz 100 L^* değer ile dikey eksenin en yukarısında yer alırken saf siyah ise 0 L^* değeri ile dikey eksenin en alt kısmında yer alır. Rengin yoğunluğunu ifade eden a^* ve b^* parametreleri ise yatay eksende yer almaktadır. Ancak bu değerler Munsell renk sistemindeki hue ve chroma ile birebir örtüşmemektedir. a^* değeri rengin kırmızılık-yeşillik oranını b değeri ise rengin sarılık-mavilik oranını ifade etmektedir. a^* değeri pozitif ise kırmızılığı negatif ise yeşilliği, b^* değeri pozitif ise sarılığı negatif ise maviliği belirtmektedir (167,168).

CIELab renk sistemi ile küçük renk farklılıklarının matematiksel olarak hesaplanabilmesi mümkün olmaktadır. Bu renk farklılığı ΔE^* ile ifade edilmektedir. ΔE^*, L^*, a^*, b^* değerleri kullanılarak şu formül ile hesaplanmaktadır(168):

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

Formülde yer alan L_1^*, a_1^* ve b_1^* örneklerin ilk ölçüm değerleridir. L_2^*, a_2^* ve b_2^* ise, örneklerin ikinci ölçüm değerlerini göstermektedir. ΔE^* değeri, aynı ya da farklı örneklerin zaman içindeki L^*, a^*, b^* koordinatlarındaki değişiklik miktarını ifade eder. ΔE^* değerinin 0 olması renk değişikliği olmadığını gösterirken 0'dan farklı olması ise, renk değişikliği olduğu anlamına gelir. ΔE^* değeri arttıkça renk değişikliği gözlemci tarafından tespit edilebilir hale gelmektedir(168).

2.6.2.3. CIEDE2000 renk sistemi: CIEDE2000 renk sistemi, CIELab sistemini temel alarak bazı parametreleri içermektedir. Bunlar; açıklık-koyuluk (lightness), doygunluk (chroma) ve tonun (hue) ağırlıklandırma fonksiyonlarıdır. Bunun yanısıra, mavi renkler için kullanılan doygunluk ve ton farkı arasında interaktif bir terim (ΔR) ve gri renklerin performansını geliştirmek için ise, CIELab a^* faktörünü içerir. CIELab renk sisteminin eksikliklerini gidermek amacı ile geliştirilmiş olan CIEDE2000, CIE komisyonu tarafından renk sistemi olarak tanımlanmıştır. CIELab renk sistemindeki değişken faktörlerin eşit olarak değerlendirilmediği araştırmacılar tarafından bildirilmiştir. Araştırmacılar tarafından CIEDE2000 renk sisteminin insan gözünün algılayabileceği değer aralığına daha uyumlu olduğu belirtilmiştir (168,169).

Diş hekimliği alanındaki araştırmaların birçoğunda, renk ve renk farkı, sırasıyla CIELab renk alanı ve ilişkili olarak ΔE_{ab} kullanılarak ölçülür. CIELab formülü ile algılanan ve hesaplanan renk farklılıklarını iyileştirmek amacıyla CMC, CIE94 ve CIEDE2000 olmak üzere üç renk farkı formülü geliştirilmiştir. Geçmişte CIE94 veya CMC formülleri kullanılmış olmakla beraber, CIE günümüzde CIEDE2000 formülünün kullanılmasını önermektedir. CIEDE2000 renk sistemine göre, ΔE_{00} algılanabilirlik eşiği 0,8 ve ΔE_{00} kabul edilebilirlik eşiği 1,8 olarak kabul edilmektedir (168).

CIEDE2000, Munsell'in kavramsal gelişmelerin önemini pekiştiren renk ve renk kavramlarını kullanmaktadır. CIELab ve CIEDE2000 renk farkı formüllerinin karşılaştırmaları dental literatürde mevcuttur. Son dental araştırmalar, CIEDE2000 renk farkı formülünün, renk farkının değerlendirilmesinde CIELab formülünden daha iyi bir uyum sağladığını, dolayısıyla insan algılanabilirliğinin göstergelerini ve diş renkleri arasındaki renk farklılıklarının kabul edilebilirliğini daha iyi sağladığını bulmuştur (170).

2.6.3. Renk Tespit Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk ölçümü, temelde görsel veya aletli olarak iki şekilde yapılabilmektedir. Görsel renk tespitinde renk skalalarından faydalanırken, aletli yöntemle renk tespiti için kolorimetreler, spektroradyometreler, spektrofotometreler, dijital kamera ve görüntüleme sistemleri kullanılmaktadır (171).

2.6.3.1. Görsel renk tespiti: Görsel renk tespiti, dişler ile ticari dental renk skalaları arasında yapılan görsel karşılaştırmaya dayanır. Subjektif ve genellikle tutarsız bir yöntemdir, ancak aynı zamanda hızlı ve ekonomik olduğundan klinik pratiğinde renk belirlemek için sıklıkla kullanılmaktadır. Dental renk skalaları temel tasarım olarak, doygunluk ve parlaklığa göre düzenlenebilen bir dizi standart diş rengini içerir (172).

Gözlemcinin radyant enerji stimülasyonuna karşı fizyolojik ve psikolojik cevabına bağlı olan bu yöntem, bazı dezavantajlara sahiptir. Yorgunluk, yaşlanma, ortamın aydınlatılma koşulları, cismin ve ışığın pozisyonu, metamerizm gibi kontrol edilemeyen faktörler renk ölçümünde tutarsızlıklara neden olmakta, dolayısıyla standardizasyon elde edilememektedir. Renk skalalarında bulunan renkler, doğal diş renklerinin tümünü kapsayamamaktadır. Bunun yanı sıra, diş hekimleri arasında hatta aynı bireyde günün farklı saatlerinde seçilen renkte uyuşmazlıklar olmaktadır. Ayrıca, elde edilen sonuçları CIE renk sistemlerine dönüştürmek mümkün değildir (172,173).

2.6.3.2. Aletli renk tespiti: Aletli renk tespit yöntemleri; objektif olması, rakamsal olarak ifade edilebilmesi ve hızlı elde edilebilmesi gibi avantajlar sağlamaktadır. Renk ölçümü için günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; kolorimetreler, spektroradyometreler, spektrofotometreler, dijital kamera ve görüntüleme sistemleridir (174).

Kolorimetreler; tristimulus değerlerini (CIE XYZ) bir nesneden yansıyan ışığı görünür spektrumun kırmızı, yeşil ve mavi alanlarına filtreleyerek ölçer. Temel optik elemanları, bir ışık kaynağı ve CIE renk eşleştirme işlevleriyle veya bunların doğrusal bir kombinasyonuyla yakından eşleşmesi amaçlanan üç filtreden oluşan bir dedektör içerir. İnsan gözündeki koni tip hücrelere benzerlik gösteren bu dedektörde yer alan sensörler, yansıyan ışık ışınlarını kırmızı, yeşil ve mavi renk oranında çözümleyerek CIE'nin $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ değerlerini verirler. Genel olarak, kolorimetrelerin kullanım kolaylığına, güvenilirliğe ve tekrarlanabilirliğe sahip olması sayesinde, diş hekimliğinde renk araştırmalarında kullanımı birçok yönden uygundur. Dental araştırmalarda, dişlerin

rengini, restoratif materyalleri ve yumuşak dokuları ölçmek için sıklıkla kullanılmaktadır. Ayrıca spektrofotometre ve spektroradyometreye kıyasla kolorimetrelerin kullanımı daha kolaydır ve maliyetleri daha düşüktür. Kolorimetrelerin bazı dezavantajları da vardır. Bunlardan biri; kolorimetrelerin düz yüzeyleri ölçmek için tasarlanmış olmasıdır. Dişler genellikle düz yüzeye sahip değildir. Böylece ölçülen diş numunesinin kenarlarından ışık kaybına yol açabilen yüzeyler yanlış renk değerleri verir. Ayrıca kolorimetre ile metamerizmin miktarının ölçülmesi mümkün değildir. Translusent materyallerin renginin belirlenmesinde de ışığın kırılarak dağılması sonucunda sorun yaşanabilmektedir. Bir başka dezavantaj ise, cihazın filtrelerinin eskimesi sonucu hassasiyeti ve tutarlılığı zayıflar. Bu durumda filtrelerin CIE renk sistemi ile uyumlu sonuç vermesi ihtimali de azalmaktadır (174–176).

Spektroradyometreler, görünür spektrum boyunca nesnelerden yayılan veya yansıtılan radyometrik miktarları ölçer. Elde edilen değerler, çeşitli renk koordinatlarına (CIEXYZ, CIELab ve CIELCh) dönüştürülebilir. Spektrofotometreler ve spektroradyometreler arasındaki temel farklar, spektroradyometrelerin yerleşik ışık kaynaklarına sahip olmamaları ve temassız ölçüm cihazları olmalarıdır. Geleneksel temas ölçümleri, aydınlatıcı ışığın malzemenin içine yayıldığı ve yüzeye geri yansıtmadan kenarlara hareket etmesi nedeniyle translusensi özelliğine sahip malzemeler için kenar kaybı etkisine tabidir. Translusensi özelliğine sahip dental materyaller için kenar kaybı etkisi, harici ışık kaynakları kullanan ve malzeme yüzeyine açıklıklar eklemeye gerek duymayan spektroradyometreler gibi temassız renk ölçüm sistemleri kullanılarak önlenebilir. Spektroradyometreler kullanarak diş rengini ölçmenin avantajları temel olarak temassız ölçüm yaklaşımlarıyla ilişkilidir. Fakat yüksek maliyetleri ve ölçüm için dikkatli aydınlatma/görüntüleme koşulları belirleme ihtiyaçları vardır (177–179).

Spektrofotometreler, görünür spektrum boyunca bir nesneden 1-25 nm aralıklarla yansıyan ışık enerjisi miktarını ölçer. Ölçülen spektral yansıma renk koordinatlarına ve çeşitli diş tonu değerlerine dönüştürebilmektedir. Bu, tek bir ton üzerinde veya bir diş yüzeyi boyunca renk tonunda ince farklılıkları gösterebilir. Görsel ve aletli yöntemlerin renk tonu eşleştirme yeteneğini sistematik olarak inceleyen çalışmalarda, spektrofotometrenin kullanılmasıyla daha kesin sonuçlara ulaşıldığı bildirilmiştir. Klinik uygulamalar için farklı tasarımlara, yazılıma ve veri çıktısına sahip çeşitli ticari spektrofotometreler bulunmaktadır. Spektrofotometreler, diş kuronlarının in vivo renk

stabilitesinin ölçülmesi, minenin gelişimsel kusurları, diş rengi prevalansı ve diş beyazlatma çalışmaları gibi geniş uygulama ve araştırma alanlarında başarılı bulunmuştur. Bununla birlikte, bu cihazları kullanırken dikkatli olunmalıdır, Yapılan çalışmalar, eşleşen tekrarlanabilirlik derecesinin ortam aydınlatıcısı ve dişlere uygulanabilecek arka plandan etkilenebileceğini göstermiştir. In vivo ölçüm sırasında optik merceğin buğulanması yanlış okumalara yol açmaktadır. Bu cihazların temaslı ölçüm cihazları olması sebebiyle uç kısmının, dişeti dokularına karşı stabil tutulması zorunludur, bu durum hastalarda küçük rahatsızlıklar oluşturabilmektedir (156,175,180,181).

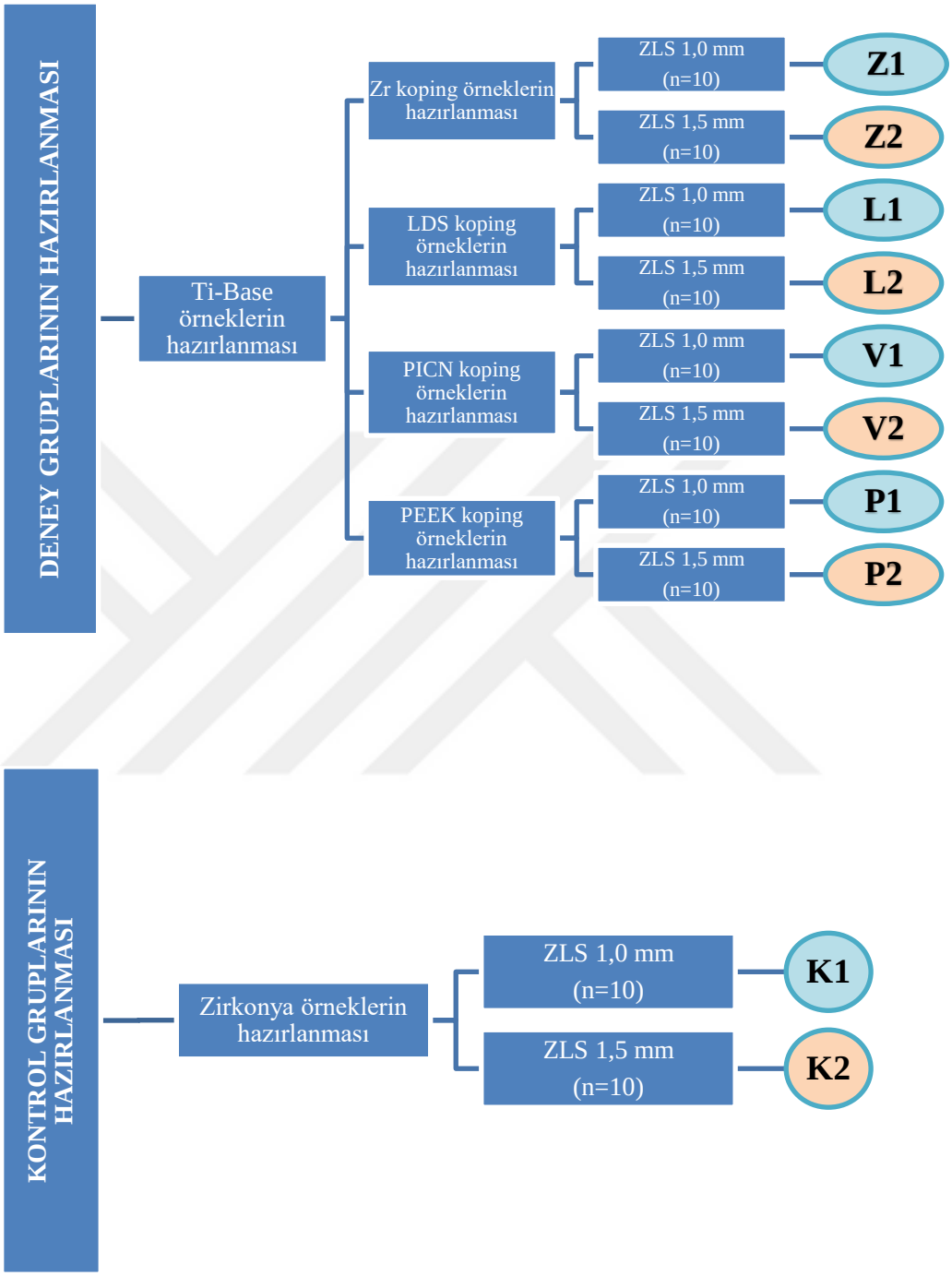
Diğer bir temassız renk ölçüm yöntemi dijital görüntüleme yöntemidir. Dijital kameralar görüntüyü ışığa duyarlı bir malzemeye kaydeder ve her piksel için kırmızı, yeşil ve mavi (RGB) değerlerle temsil edilen görüntüler ortaya çıkarır. Bu yaklaşımın avantajları arasında temassız ölçüm, tüm diş yüzeyini değerlendirme yeteneği, translusenslik ve yüzey eğriliğinden kaynaklanan sistematik hataların en aza indirilebilmesidir. Ayrıca ölçüm sonrası ileri bir tarihte analiz edilebilecek, yeniden incelenebilecek kalıcı bir görüntü veri tabanına ulaşılmasına olanak sağlamaktadır. Eğitimi hızlı ve basit olmasıyla birlikte ölçümü için ilave bir klinisyene gerek yoktur. Renk ölçümü için tipik dental görüntüleme sistemi bir dijital kamera ve ışık kaynağından oluşur. Ticari tek lensli refleks (SLR) kameralar, uygun kalibrasyon protokolleriyle birleştirildiğinde dental renk ölçümünde kullanım potansiyeli gösterir. Temassız ölçüm yaklaşımı kullanıldığı için, ışık kaynağının türü ve görüş açısı da önemlidir. Kullanılan yaygın ışık kaynakları çift gün ışığı D65 veya D55 lambalar, UV floresan tüplü dört halojen lamba ve halka ışık kaynaklarıdır. Polarizer filtreler, daha doğru renk ölçümü için aynasal yansımayı diş yüzeyinden ayrı tutmak için sıklıkla kullanılır. Görüntü sonrası analiz için, kamera RGB değerleri sensör spektral duyarlılıklarıyla ilişkili cihaza bağımlı olduğundan, RGB değerleri matematiksel modelleme yoluyla cihazdan bağımsız renk sistemlerine dönüştürülür. Farklı aydınlatma koşulları altındaki farklı diş renkleri metamerizm fenomeni nedeniyle aynı göründüğünde potansiyel bir sorun olabilir. Bu nedenle, dijital görüntüleme için aydınlatma ve görüntüleme koşulları kritiktir (182–185).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; farklı materyaller ile oluşturulan hibrit abutment örneklerinin, farklı kalınlıklarda hazırlanan ZLS kuron örnekleri ile gösterdiği optik özellikler değerlendirilmiştir. Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından (proje no:2022/045) desteklenen tez çalışmamızda, kullanılan titanyum altyapı örnekler Grade V titanyum plakalardan (Şekil 3.1), CNC (Computer Numerical Control) (Duo43, Makino, Almanya) tel erozyon cihazında üretildi. Farklı materyallerden hazırlanan hibrit abutment örneklerin, simantasyon prosedürleri uygulanarak optik jel yardımı ile titanyum altyapı-koping (ara parça)- ZLS kuron örnekleri bağlantısı sağlandı. Kontrol grubu için zirkonya materyali ile tam seramik abutment örnekleri hazırlandı. Tüm örnekler spektrofotometrik analize tabi tutuldu ve sonuçlar kaydedildi. Testler, Bezmialem Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma ve Geliştirme Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

G^* Power programı kullanılarak yapılan Power analizi sonucunda ΔE_{00} parametresi için effect size d (etki boyutu):1,380 ve standart sapma (SD) değeri 0,45 alındığında Power: 0,90 ve α: 0,05 için tespit edilen örneklem her grup için minimum n=8 olarak saptandı.

Çalışmamızda takip edilen deneysel yöntem Şekil 3. 1'de ve kullanılan materyaller Tablo 3. 1'de özetlenmiştir.



Şekil 3. 1: Çalışmada izlenen yöntem

Tablo 3. 1: Çalışmada kullanılan materyaller

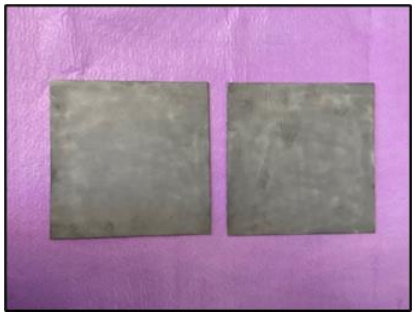
Marka	Renk	Lot No	Materyalin Tipi	Üretici Firma
CeltraDuo	HT/A1	16010752 16006396	Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Cam Seramik	Dentsplay Sirona, DeguDent, GmbH, Hanau-Wolfgang, Almanya
InCoris ZI	F 0.5/S	2016169189	Stabilize Zirkonya	Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya
IPS E.max CAD Abutment Solutions	MO	U32834	Lityum Disilikat Cam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
VITA Enamic	1M1/T	66430	Rezin Matrikse İlave Cam Seramik	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
CopraPeek	Medium	E10134	Polietereterketon	Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG
Titanyum			TC4/GR5	Scheftner, Mainz, Almanya
Choice 2 Veneer Cement	Transparant	21000006713	Light-Cure Rezin Siman	Bisco Dental Products, ABD
Z-Prime Plus		2100008133	Primer	Bisco Dental Products, ABD

Tablo 3. 1 (devam)

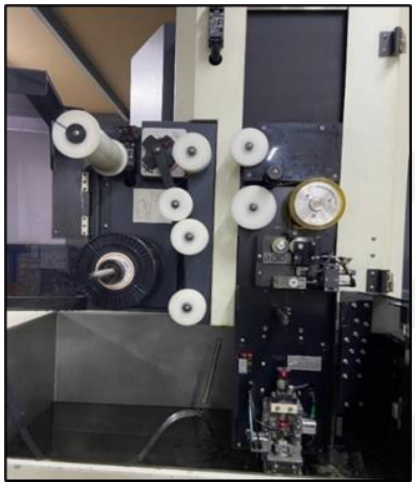
Multilink Hybrit Abutment	HO	Z030GK	Self Cure Rezin Siman	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Monobond Plus		800254	Silan	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Liquid Strip		Z04LCK	Gliserin Jel	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Bisco Porcelain Etchant		150000157	%9,5 Porselen Asidi	Bisco Dental Products, ABD
OptraGloss Polisaj seti		Z01T9C	Kompozit rezin ve seramik materyaller için polisaj diskleri	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn

3.1. TİTANYUM ALTYAPI (Tİ-BASE) ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

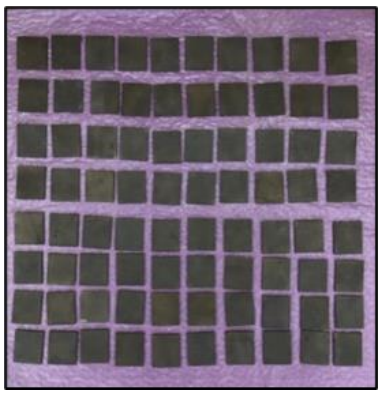
Grade V titanyum hazır plakalardan, CNC (Computer Numerical Control) tel erozyon cihazı (Duo43, Makino, Almanya) kullanılarak 12x14x1,0 mm boyutlarında kesitler alınarak 80 adet örnek elde edildi (Şekil 3. 2, Şekil 3. 3 ve Şekil 3. 4). Her bir Ti-base örneğin simantasyon yüzeyine, kumlama cihazı (Renfert, Hilzingen, Almanya) kullanlarak 10 mm mesafeden 2,0 bar basınç altında 110 µm Al_2O_3 partikülleri (President Dental GmbH, Münih, Almanya) 10 saniye süre ile uygulandı. Ardından, örneklerin yüzeylerinde kalan debrislerin temizlenmesi için 10 dakika distile suda ultrasonik olarak (Skymen Heatable Ultrasonic Cleaner JP4820, Çin) bekletildi ve hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 3. 5). Bu işlemi takiben, örneklerin simantasyon yüzeylerine bir mikro fırça yardımı ile 60 saniye silan (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı (Şekil 3. 6- A,B). Hava ile 5 saniye kurutularak silan tabakasının inceltilmesi sağlandı (Şekil 3. 6- C).



Şekil 3. 2: GradeV Titanyum plakalar



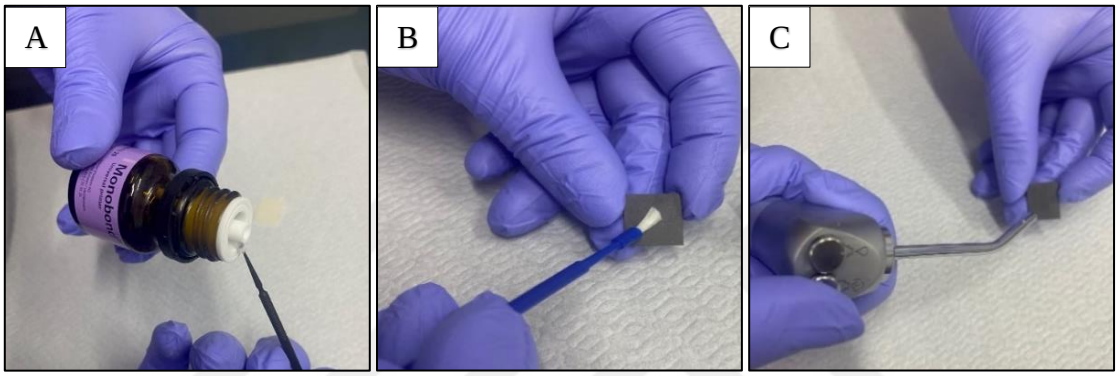
Şekil 3. 3: CNC (Computer Numerical Control) tel erozyon cihazı (Duo43, Makino, Almanya)



Şekil 3. 4: Hazırlanan Ti-base örnekleri



Şekil 3. 5: Skymen Heatable Ultrasonic Cleaner JP4820, Çin



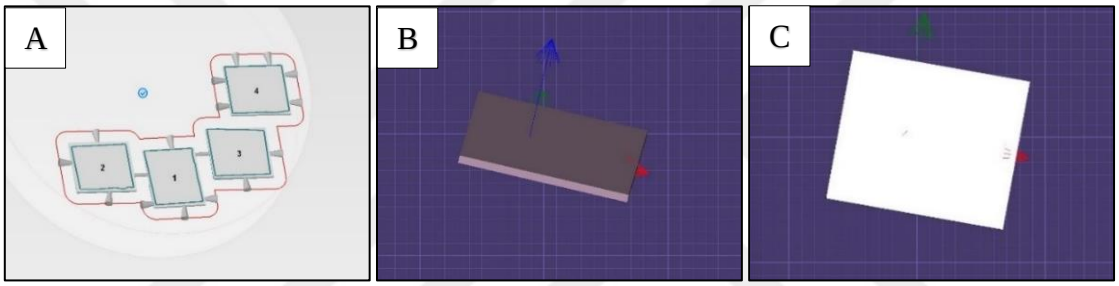
Şekil 3. 6: Titanyum örneklere uygulanan yüzey işlemi, A- Monobond Plus silanın bir mikro fırça yardımı ile uygulanması, B-Kumlanmış titanyum örneklerin yüzeylerine silan uygulaması, C-Hava spreyi ile kurtulması

3.2. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

3.2.1. Zirkonya Koping Örneklerin Elde Edilmesi

InCoris ZI diskten (Sirona Dental Systems, GmbH, Almanya), üretici firma tarafından belirlenen sinterizasyon sonrası %20 hacimsel kayıp oranı da göz önünde bulundurularak bir tasarım hazırlandı ve standart mozaik dil formatında (.stl) kaydedildi (Şekil 3. 7). Bu tasarım ile koping örnekleri elde etmek için, CAD/CAM sistemi (Redon Teknoloji, Worknc Program) kullanıldı (Şekil 3. 8). Bu tasarımdan üretilen 20 adet zirkonya örnek, sinterizasyon ve yüzey standardizasyonu işlemleri sonunda, nihai

boyutları 12x14x0,7 mm olarak elde edildi (Şekil 3. 9). Hazırlanan örnekler kumlama cihazı (Renfert, Hilzingen, Almanya) ile 2,0 bar basınç altında 50 µm Al_2O_3 partikülleri ile kumlandı. 10 dakika distile suda ultrasonik olarak (Skymen Heatable Ultrasonic Cleaner JP4820, Çin) temizlendikten sonra hava spreyi ile kurutulan yüzeylere, bir mikro fırça yardımıyla 60 saniye zirkonya primeri (Z-Prime Plus, Bisco Dental Products, ABD) uygulandı ve 5 saniye hava ile kurutuldu (Şekil 3. 10). Hazırlanan Zr koping örnekler Şekil 3. 11'da gösterilmektedir.



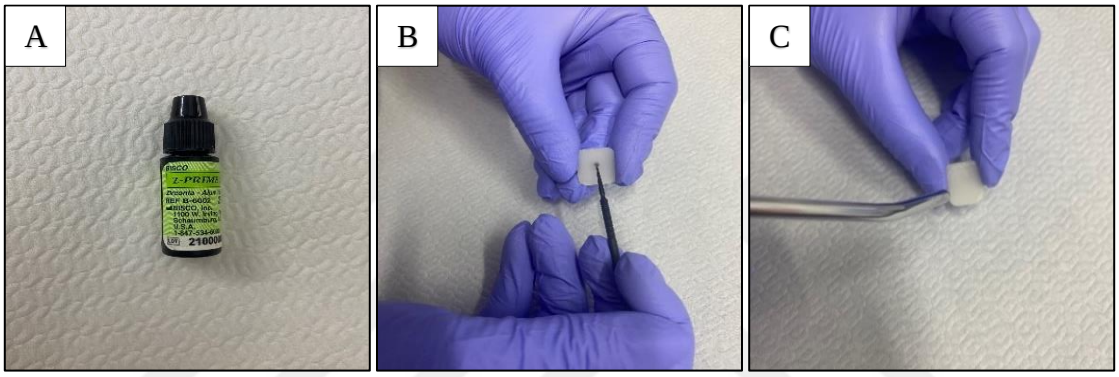
Şekil 3. 7: Zirkonya koping örneklerin hazırlanması, A- Zirkonya örneklerin STL formatında CAD yazılımında tasarlanması, B- Örneklerin STL tasarımda kalınlığının belirlenmesi, C- Örneklerin STL tasarımda en ve boylarının belirlenmesi



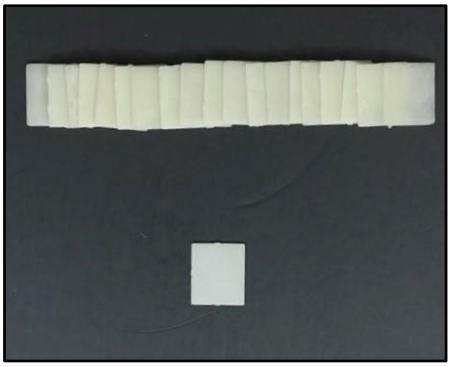
Şekil 3. 8: Redon GTC, Redon Teknoloji



Şekil 3. 9: Zirkonya örneklerin final kalınlığı



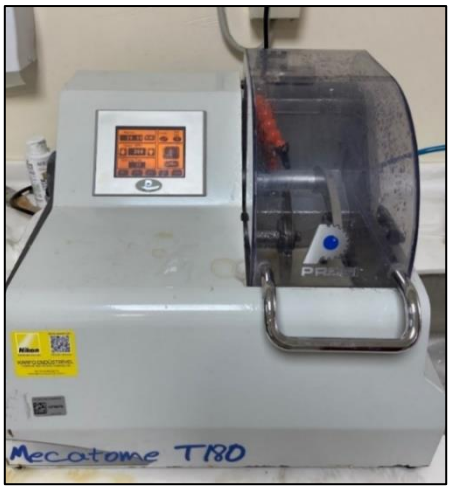
Şekil 3. 10: Zirkonya koping örneklere uygulanan yüzey işlemi, A- Z-Prime Plus, Bisco Dental Products, B- Örneklere Z-Prime Plus uygulaması, C- Örneklerin hava spreyi ile kurutulması



Şekil 3. 11: Hazırlanan zirkonya koping örnekleri

3.2.2. Lityum Disilikat Cam Seramik Koping Örneklerin Elde Edilmesi

Yarı kristalize formdaki IPS E.max CAD Abutment Solutions (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bloklarından, hassas kesim cihazında (MecatomT180, Presi, Angonnes, Fransa) 300 Rpm/dk hız ve su soğutması altında 20 adet kesit elde edildi. 0,7 mm kalınlığında örnek elde edebilmek için, kullanılan elmas diskin kalınlığı ve polisaj işlemlerindeki aşınma miktarı da göz önünde bulundurularak (+0,2 mm) kesim yapıldı (Şekil 3. 12). Elde edilen örneklerin kristalizasyonu bir porselen fırınında (Programat P500, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tamamlandı (Şekil 3. 13). Örnek yüzeylerinin pürüzsüz ve standart olması için, bir polisaj makinesi yardımı ile (Minitech 233, Presi, Fransa) 30 saniye süre su altında sırasıyla 400, 600, 800 grit silikon karbit aşındırma kağıtları (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kullanılarak polisajı tamamlanarak 0,7 mm kalınlığında koping örnekleri elde edildi (Şekil 3. 14 ve Şekil 3. 15). Üretici firmanın talimatları doğrultusunda, kristalizasyon ve polisaj işlemleri tamamlanan LDS örneklerin yüzeylerine 20 saniye süreyle %9,5'luk HF (Porcelain Etchant, Bisco Dental Products, ABD) uygulandı, yıkandı ve 20 saniye hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 3. 16- A,B,C). Ardından örnek yüzeylerine bir mikro fırça yardımı ile 60 saniye silan (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 3. 16- D,E,F). Hazırlanan LDS koping örnekler Şekil 3. 17'te gösterilmektedir.



Şekil 3. 12: Hassas kesim cihazı (Mecatome T180, Presi, Fransa)



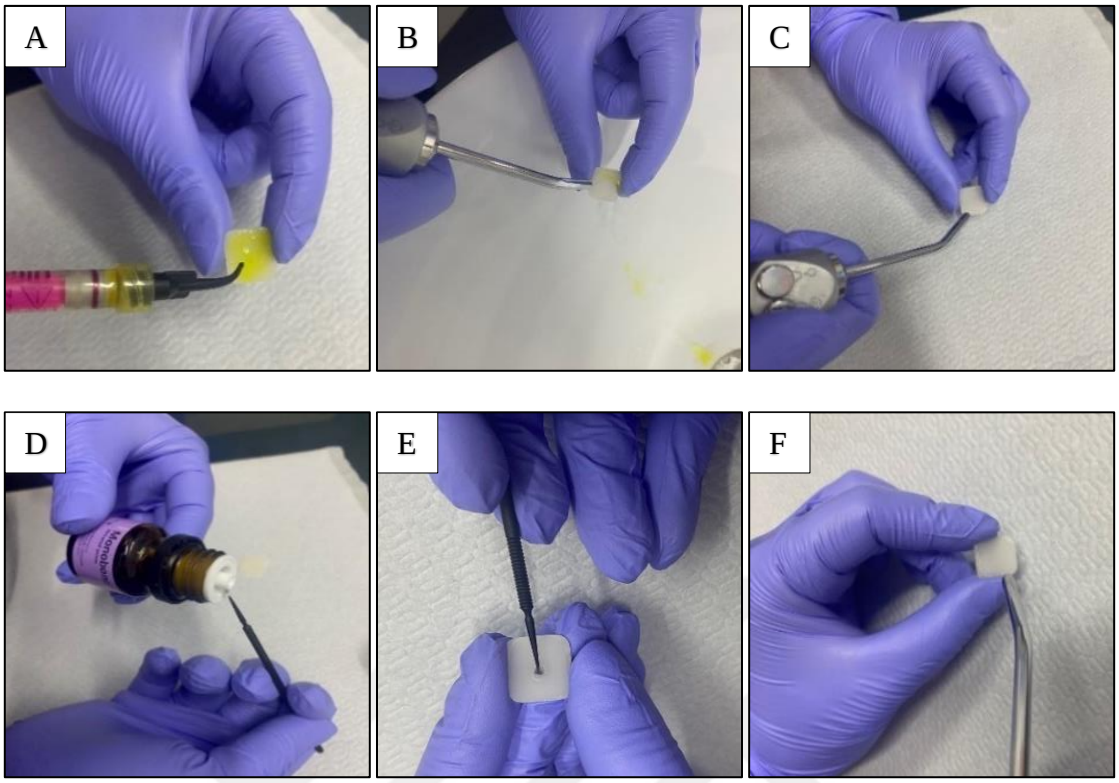
Şekil 3. 13: Programat P500 fırınına yerleştirilen LDS örnekleri



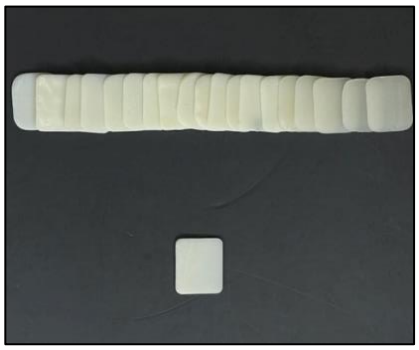
Şekil 3. 14: Polisaj makinesi (Minitech 233, Presi, Fransa)



Şekil 3. 15: LDS örneklerin final kalınlığı



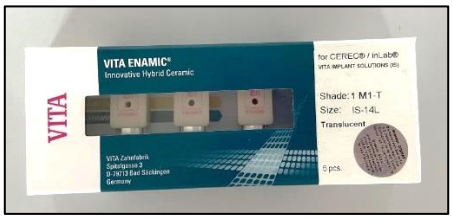
Şekil 3. 16: LDS koping örneklerine uygulanan yüzey işlemleri, A- LDS örnek yüzeylerine asit uygulaması, B- Asit uygulanan örneklerin yıkaması, C- Yıkanan örneklerin hava spreyi ile kurutulması, D- Monobond Plus silanın bir mikro fırça yardımı ile uygulanması, E- LDS örneklerin yüzeyine silan uygulaması, F- Silan uygulanan yüzeylerin hava spreyi ile kurutulması



Şekil 3. 17: Hazırlanan LDS koping örnekleri

3.2.3. Hibrit Seramik (PICN) Koping Örneklerin Elde Edilmesi

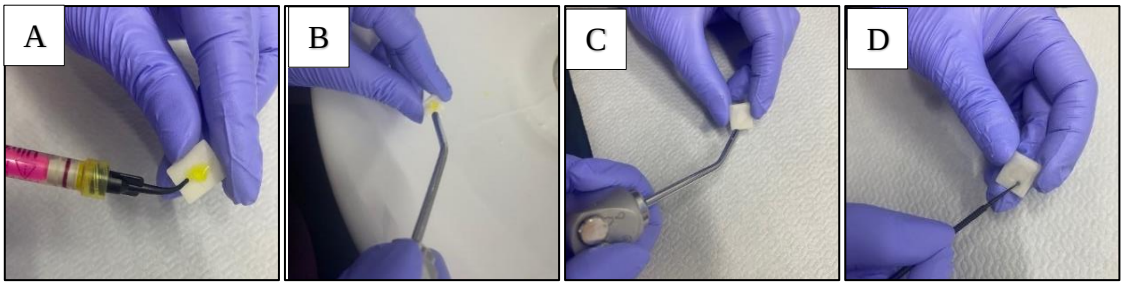
Hibit seramik koping örnekleri elde etmek için VITA Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) blokları kullanıldı (Şekil 3. 18). Hassas kesim cihazı (MecatomT180, Presi, Angonnes, Fransa) yardımı ile kullanılan elmas diskin kalınlığı ve polisaj işlemlerindeki aşınma miktarı da göz önünde bulundurularak (+0,2 mm) nihai kalınlığı 0,7 mm olmak üzere 20 adet örnek elde edildi (Şekil 3. 19). Hazırlanan örneklerin yüzeyleri polisaj makinesinde (Minitech 233, Presi, Fransa) sırasıyla 400, 600, 800 grit silikon karbit aşındırma kağıtları (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kullanılarak standardize edildi. Debrisleri uzaklaştırmak için ultrasonik olarak (Skymen Heatable Ultrasonic Cleaner JP4820, Çin) 10 dakika distile suda bekletilerek temizlenen örnekler, hava spreyi ile kurutuldu. Örneklerin yüzeylerine 60 saniye süreyle %9,5'luk HF (Porcelain Etchant, Bisco Dental Products, ABD) uygulandı, yıkandı ve 20 saniye hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 3. 20- A,B). Ardından örneklerin yüzeylerine, bir mikro fırça yardımı ile 60 saniye silan (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 3. 20- C,D). Hazırlanan PICN koping örnekler Şekil 3. 21'te gösterilmektedir.



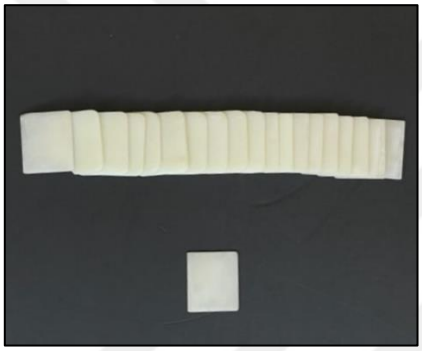
Şekil 3. 18: Çalışmada kullanılan hibrit seramik materyali



Şekil 3. 19: Hazırlanan hibrit seramik örneklerinin final kalınlığı



Şekil 3. 20: PICN örnek yüzeylerine asit ve bond uygulaması, A-Asit uygulanması, B-Asidin yıkanması, C- Hava ile kurutulması, D- Silan uygulanması



Şekil 3. 21: Hazırlanan hibrit seramik koping örnekleri

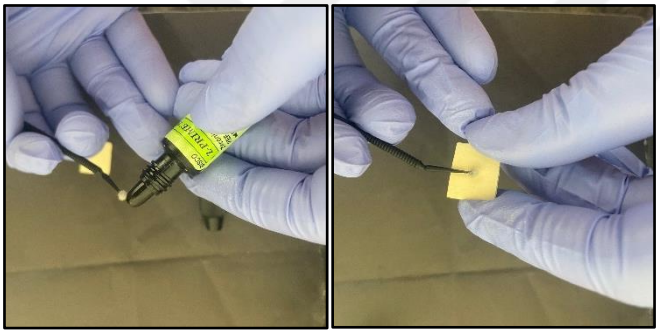
3.2.4. PEEK Koping Örneklerin Elde Edilmesi

CopraPeek (Whitepeaks Dental Solutions GmbH&Co.KG) bloktan hassas kesim cihazı (MecatomT180, Presi, Angonnes, Fransa) ile 12x14 mm boyutlarında dikdörtgen prizma elde edildikten sonra ile kullanılan elmas diskin kalınlığı ve polisaj işlemlerindeki aşınma miktarı da göz önünde bulundurularak (+0,2 mm) nihai kalınlığı 0,7 mm olmak üzere 20 adet örnek elde edildi (Şekil 3. 22). Hazırlanan örnekler polisaj makinesi (Minitech 233, Presi, Fransa) kullanılarak sırasıyla 400, 600, 800 grit silikon karbit aşındırma kağıtları (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ile standardize edildi (Şekil 3. 24). Örnek yüzeyleri kumlama cihazı (Renfert, Hilzingen, Almanya) yardımıyla 10 saniye süre 2,0 bar basınç altında 15 mm uzaklıktan 110 µm Al_2O_3 partikülleri ile kumlandı. Debrisleri uzaklaştırmak için ultrasonik olarak (Skymen Heatable Ultrasonic Cleaner JP4820, Çin) 10 dakika distile suda bekletilerek temizlenen örnekler, hava spreyi ile

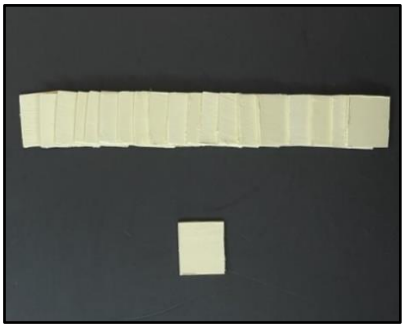
kurutuldu. Ardından üretici firmanın talimatlarına uygun olarak bir mikro fırça yardımı ile 10 saniye süre primer (Z-Prime Plus, Bisco Dental Products, ABD) uygulandı ve 5 saniye hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 3. 23). Hazırlanan PEEK koping örnekler Şekil 3. 24'te gösterilmektedir.



Şekil 3. 22: Hazırlanan PEEK koping örneklerin final kalınlığı



Şekil 3. 23: PEEK yüzeyine silan uygulaması



Şekil 3. 24: Hazırlanan PEEK koping örnekleri

3.2.5. Self-Cure (Multilink Hybrit Abutment Cement) ve Light-Cure (Choice 2 Veneer Cement) Rezin Siman Örneklerinin Elde Edilmesi

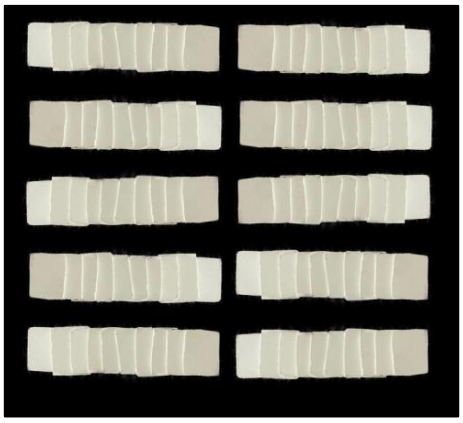
0,4 mm kalınlığında bir asetat kağıdı üzerinde 12x14 mm boyutlarında dikdörtgen boşlıklar elde edilerek siman camı üzerine sabitlendi. Multilink Hybrit Abutment (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) rezin siman, bu boşlukların içerisine karıştırıcı uç ile yerleştirildi (Şekil 3. 25). Ardından üzerine başka bir siman camı sabitlendi. Otopolimerizasyonu gerçekleşen örnekler siman camı üzerinden dikkatlice çıkarıldı. Siman örneklerinin pürüzsüz yüzeylere sahip olması ve hedeflenen kalınlığa getirilmesi için, bir mikromotor yardımı ile 8000 Rpm sabit devirde aşındırma ve polisaj yapılarak 0,1 mm kalınlığında standardize edildi (Şekil 3. 26). Bu yöntem ile, her bir alt grup için 10 adet olmak üzere, toplam 80 adet self-cure rezin siman (Multilink Hybrit Abutment, Ivoclar Vivadent) örneği elde edildi (Şekil 3. 27).



Şekil 3. 25: Multilink Hibrit Abutment Simanı



Şekil 3. 26: Hazırlanan self-cure rezin siman örneklerin final boyutları



Şekil 3. 27: Hazırlanan self-cure rezin siman örnekleri

Aynı yöntem ile her bir alt grup ve 2 adet kontrol grubu için 10 adet olmak üzere, toplam 100 adet light-cure siman (Choice 2 Veneer Cement, Bisco, ABD) örnekleri de oluşturuldu (Şekil 3. 28). Polimerizasyonun gerçekleşmesi için LED ışık cihazının (Woodpecker, iLed, Çin) ucu, örnek yüzeyi ile dik açı yapacak şekilde her iki cam yüzeyinden 20 saniye süre ışık uygulandı (Şekil 3. 29). Polimerizasyonu sağlanan siman örnekleri cam yüzeyinden dikkatlice ayrıldı. Siman örneklerinin pürüzsüz yüzeylere sahip olması ve hedeflenen kalınlığa getirilmesi için, bir mikromotor (Strong 210 Mikromotor, Saeshin, Kore) yardımı ile 8000 Rpm sabit devirde aşındırma ve polisaj yapılarak 0,2 mm kalınlığında standardize edildi (Şekil 3. 30).



Şekil 3. 28: Choice-2 light-cure rezin simanı



Şekil 3. 29: Woodpecker ışık cihazı



Şekil 3. 30: Strong 210 mikromotor

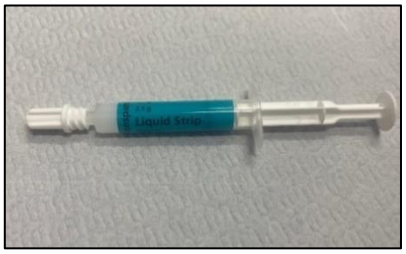


Şekil 3. 31: Hazırlanan light-cure siman örneğinin boyutları

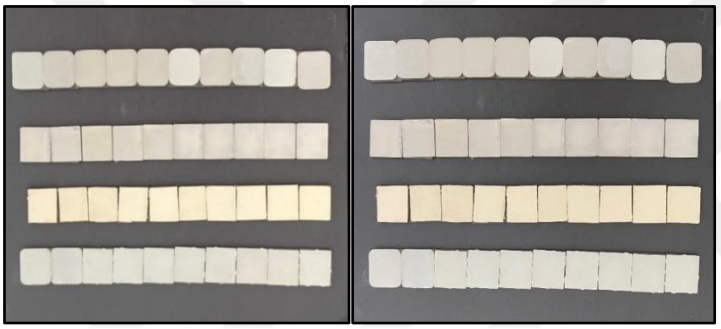
3.2.6. Hibrit Abutment Örneklerinin Oluşturulması

80 adet Ti-base örneğinin üzerine, yüzey işlemleri tamamlanmış olan 20 adet LDS, 20 adet Zr ve 20 adet PICN, 20 adet PEEK koping örnekleri ile 80 adet Multilink Hibrit Abutment rezin siman örnekleri arasına birer damla gliserin jel (Liquid Strip, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) damlatılarak optik bağlantı sağlandı (Şekil 3. 32). 1,0 mm Ti-base, 0,7 mm koping materyali, 0,1 mm siman olmak üzere toplamda 1,8 mm

kalınlığında örnekler elde edildi . Böylelikle her bir alt grup için 10 adet olmak üzere, toplamda 80 adet hibrit abutment örneği oluşturuldu (Şekil 3. 33).



Şekil 3. 32: Gliserin jel



Şekil 3. 33: Hibrit abutment gruplarının oluşturulması

3.3. KONTROL GRUBU ABUTMENT ÖRNEKLERİNİN OLUŞTURULMASI

Çalışmanın kontrol grubu için tam seramik abutment materyalini temsil etmek üzere, bir CAD/CAM sistemi (Redon Teknoloji, Worknc Program) kullanılarak InCoris ZI mezoblok diskten (Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) 12×14 mm ebatlarında 20 adet Zr örnek üretildi. Zirkonya kopinglerin üretim aşamasında olduğu gibi, üretici firma tarafından belirlenen sinterizasyon sonrası %20 hacimsel kayıp oranı da göz önünde bulundurularak hazırlanan tasarım, standart mozaik dil formatında (.stl) kaydedildi. Bu tasarımdan üretilen 20 adet Zr örnek, sinterizasyon ve yüzey standardizasyonu işlemleri sonunda, nihai boyutları 12x14x1,8 mm olarak elde edildi. Hazırlanan örnekler kumlama cihazı (Renfert, Hilzingen, Almanya) ile 2,0 bar basınç altında 50 µm Al_2O_3 partikülleri ile kumlandı. 10 dakika distile suda bekletilerek

ultrasonik olarak (Skymen Heatable Ultrasonic Cleaner JP4820, Çin) temizlenen örnekler, hava spreyi ile kurutuldu. Bir mikro fırça yardımıyla simantasyon yüzeylerine 60 saniye zirkonya primeri (Z-Prime Plus, Bisco Dental Products, ABD) uygulandı ve 5 saniye hava ile kurutuldu.

3.4. PROTETİK ÖRNEKLERİN ELDE EDİLMESİ

Protetik örnekleri temsilen A1 renkli HT CeltraDuo (Dentsplay Sirona DeguDent, GmbH, Hanau-Wolfgang, Almanya) bloklarından, hassas kesim cihazı yardımı ile su soğutması altında 1,0 mm ve 1,5 mm kalınlığında, her bir grup 50 adet olmak üzere, toplam 100 adet kesit alınarak kuron temsili örnekler elde edildi (Şekil 3. 34 ve Şekil 3. 35). Örnek yüzeylerinin standardizasyonu ve mekanik cilası için OptraGloss polisaj seti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kullanıldı (Şekil 3. 36). 10 dakika distile suda bekletilerek ultrasonik olarak (Skymen Heatable Ultrasonic Cleaner JP4820, Çin) temizlenen örnekler, hava spreyi ile kurutuldu. Ardından örnekler 30 saniye süreyle %9,5'lik HF (Porcelain Etchant, Bisco Dental Products, ABD) uygulandı, yıkandı ve 20 saniye hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 3. 37- A,B,C). Ardından örnek yüzeylerine bir mikro fırça yardımı ile 60 saniye silan (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve 5 saniye hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 3. 37- D,E).



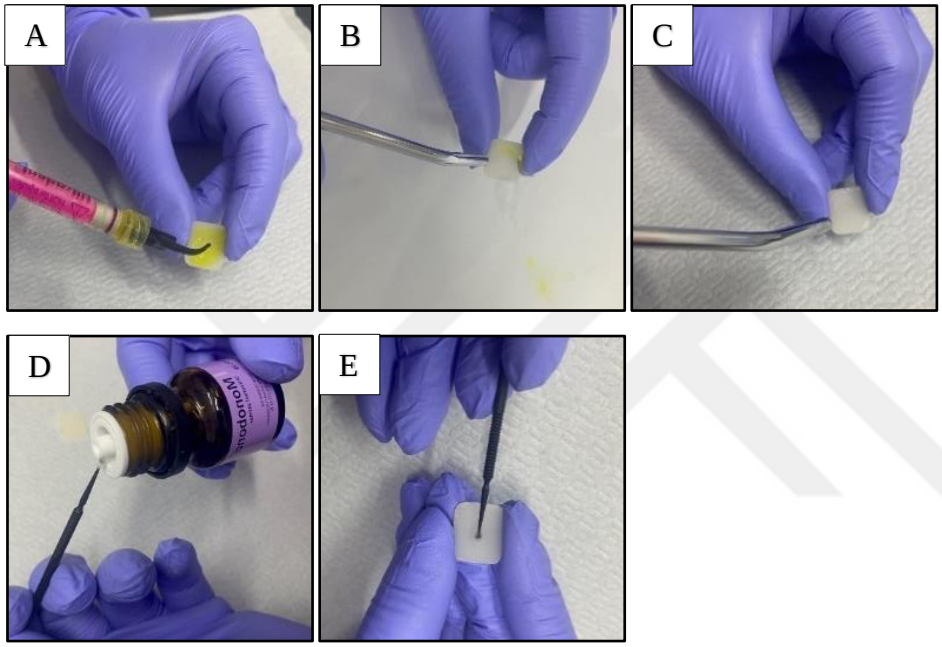
Şekil 3. 34: CeltraDuo, Denstply Sirona



Şekil 3. 35: ZLS materyalinde iki farklı kalınlıkta örnek elde edilmesi

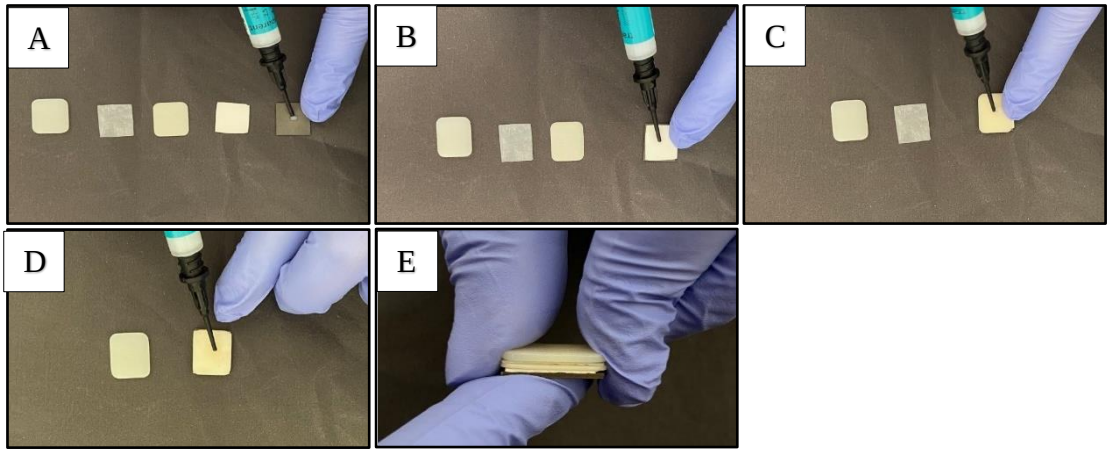


Şekil 3. 36: OptraGloss Polisaj seti



Şekil 3. 37: ZLS yüzey işlemleri, A- Asit uygulanması, B- Asidin yıkanması, C- Hava ile kurutulması, D- Monobond Plus silan, E- Silan uygulaması

Çalışmamızda hibrit abutment grupları ile kuron örneklerinin simantasyonunu simüle edebilmek için gliserin jel (Liquid Strip, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile tüm katmanlar arası optik bağlantı sağlanmıştır. Tüm katmanların optik bağlantısı Şekil 3. 38'de özetlenmiştir.



Şekil 3. 38: Hibrit abutment örneklerinin oluşturulması, A- Ti-base ve self-cure siman bağlantısı, B- Self-cure siman ve koping bağlantısı, C- Koping ve light-cure siman bağlantısı, D- Light-cure siman ve ZLS seramik bağlantısı

3.5. SPEKTROFOTOMETRİK ANALİZLERİN YAPILMASI

3.5.1. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

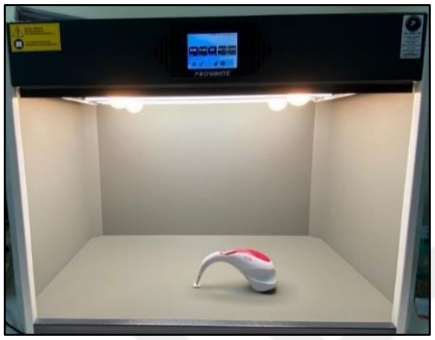
Hazırlanan örnekler numaralandırılarak spektrofotometre cihazı ile (VITA Easyshade Advance 4.0, VITA Zahnfabrik, Almanya) CIEDE L^*, C^*ve h^* renk değerleri ölçüldü (Şekil 3. 39). Spektrofotometre cihazının her ölçüm işleminden önce yeniden kalibre edilmesi sağlandı. Cihazın ucu, örneklerin tam merkezine gelecek şekilde konumlandırıldı. Her bir örnek 3 kez ölçülerek bu ölçüm değerlerinin ortalaması alındı. Tüm gruplara ait L^*, C^*, h^* değerleri elde edildikten sonra tüm deney gruplarının değerleri, seramik abutment gruplarını temsil eden Grup K1 ve Grup K2'ye ait değerlerle kıyaslandı.

Renk değişimi değeri aşağıdaki CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülü ile hesaplandı.

$$\Delta E_{00} = [(\Delta L'/KLSL)^2 + (\Delta C'/KCSC)^2 + (\Delta H'/KHSH)^2 + RT\ (\Delta C'/KCSC)\ (\Delta H'/KHSH)]^{1/2}$$

CIEDE2000 formülünde yer alan $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ örneklerle eşleşen parlaklık, yoğunluk ve renk tonunu ifade etmektedir. Formülde yer alan K_L, K_C, K_H parametrik faktörleri deneysel izleme koşullarına için olan hesapsal düzeltme terimleri olarak

kullanılmıştır. R_T rotasyon fonksiyonu olmak üzere, mavi bölgedeki doygunluk ve ton farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklamaktadır. Ağırlıklandırma fonksiyonları olan S_L, S_C, S_H ise; L^*, a^*, b^* koordinatlarındaki renk farkı çiftlerinin yerindeki değişiklikler için toplam renk farkı ayarlamasını yapmaktadır. Bu çalışmada, CIEDE2000 formülünün parametrik faktörleri 1 olarak ayarlanmıştır.



Şekil 3. 39: Örneklerin renk ölçüm kabininde spektrofotometrik ölçümü

3.5.2. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulguların istatatiksel analizi için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile değerlendirilmiş olup normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Materyal ve kalınlık etkileşiminin L^*, C^*, h^* ve ΔE_{00} üzerindeki etkisi Two-way ANOVA testi ile değerlendirilmiş, post hoc analizlerde Tukey HSD test kullanılmıştır. Anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Titanyum altyapılar üzerine yerleştirilen PEEK, VITA Enamic, Sirona İncoris ZI, IPS E.max CAD materyallerinden elde edilen farklı koping materyallerinin, farklı kalınlıklarda hazırlanan Celtra Duo kuronun final rengi üzerine etkisinin incelendiği bu çalışmada, renk değerlerlerini karşılaştırmak için CIEDE L^*, C^*, h^* ve ΔE_{00} parametreleri kullanılmıştır.

4.1. KONTROL GRUPLARININ RENK DEĞERLERİNE AİT BULGULAR

Kontrol gruplarına (K1 ve K2) ait renk değerlerinin (L^*, C^*, h^*) ortalama ve standart sapmaları Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

Tablo 4. 1: Kontrol gruplarına ait L^*, C^*, h^* değerleri (ortalama±standart sapma)

Kontrol Grupları	**L^***	**C^***	**h^***
K1	87,10±0,08	12,17±0,15	100,17±0,09
K2	83,37±0,09	12,02±0,12	100,00±0,08

4.2. HİBRİT ABUTMENT GRUPLARININ L DEĞERLERİNİN KONTROL GRUPLARIYLA KARŞILAŞTIRILMASI

Hibrit abutment tasarımlarını oluşturan materyallerin ve farklı üst yapı kalınlıkların L^*değerleri üzerindeki ortak etkisi Tablo 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4. 2: Farklı materyal ve kalınlıkların L^* değerleri üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi

L^*	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
Materyal	89,669	4	22,417	146,955	0,000*
Kalınlık	419,021	1	419,021	2746,877	0,000*
Materyal * Kalınlık	20,643	4	5,161	33,83	0,000*

Two-Way Anova test *$p<0,05$

Materyal grupları arasında L^* değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0,000$; $p<0,05$).

Kalınlıklar arasında L^* değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0,000$; $p<0,05$).

Materyal ve kalınlık etkileşiminin L^* değerleri üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,000$; $p<0,05$). Materyal ve kalınlık bir arada L^* değerlerini etkilemektedir.

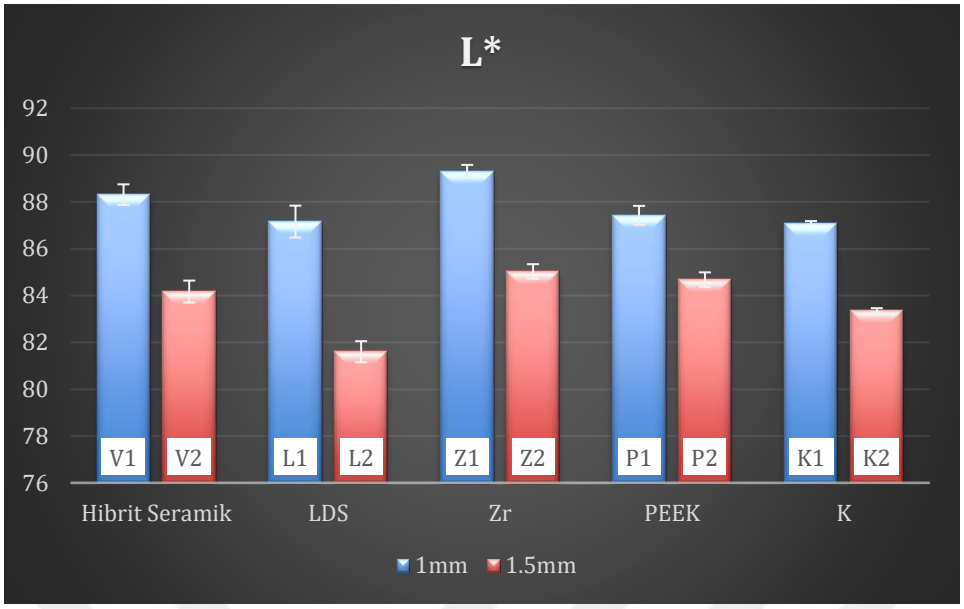
Bahsedilen sonuçların detaylı analizleri Tablo 4.3'te görülmektedir.

Tablo 4. 3: Farklı materyal ve kalınlıklara göre L^* değerlerinin karşılaştırılması

	PICN	LDS	Zr	PEEK	K
Kalınlık	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**
1,0mm	$88,31\pm0,44^{Ba}$	$87,16\pm0,68^{Ca}$	$89,32\pm0,26^{Aa}$	$87,43\pm0,40^{Ca}$	$87,10\pm0,08^{Ca}$
1,5mm	$84,17\pm0,47^{Bb}$	$81,60\pm0,45^{Db}$	$85,03\pm0,31^{Ab}$	$84,68\pm0,31^{Ab}$	$83,37\pm0,09^{Cb}$

Two-Way Anova test

Satırlardaki farklı büyük harfler materyaller arası farklılığı, sütunlardaki farklı küçük harfler kalınlıklar arası farklılığı göstermektedir.



Şekil 4. 1: Grupların L* değerleri grafiği

1,0 mm kalınlıkta; materyal grupları arasında L* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan post hoc Tukey Test sonucunda; Z1 grubunun L* ortalaması, V1 (p=0,000), L1 (p=0,000), P1 (p=0,000) ve K1 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). V1 grubunun L* ortalaması, L1 (p=0,000), P1 (p=0,000) ve K1 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). L1, P1 ve K1 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

1,5 mm kalınlıkta; materyal grupları arasında L* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan post hoc Tukey Test sonucunda; Z2 grubunun L* ortalaması, V2 (p=0,000), L2 (p=0,000) ve K2 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). P2 grubunun L* ortalaması, V2 (p=0,020), L2 (p=0,000) ve K2 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0.05). V2 grubunun L* ortalaması, L2 (p=0,000) ve K2 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). K2 grubunun L* ortalaması, L2 (p=0,000) grubundan anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). P2 ve Z2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

VITA Enamic grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki L^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

LDS grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki L^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

Zr grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki L^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

PEEK grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki L^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

Kontrol grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki L^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

4.3. HİBRİT ABUTMENT GRUPLARININ C DEĞERLERİNİN KONTROL GRUPLARIYLA KARŞILAŞTIRILMASI

Hibrit abutment tasarımlarını oluşturan materyallerin ve farklı üst yapı kalınlıkların C^*değerleri üzerindeki ortak etkisi Tablo 4.4'de gösterilmiştir.

Tablo 4. 4: Farklı materyal ve kalınlıkların C^* değerleri üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi

c	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
Materyal	143,385	4	35,846	559,125	0,000*
Kalınlık	50,694	1	50,694	790,727	0,000*
Materyal * Kalınlık	30,423	4	7,606	118,632	0,000*

Two-Way Anova test *$p<0,05$

Materyal grupları arasında C^* değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05).

Kalınlıklar arasında C^* değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0,000$; $p<0,05$).

Materyal ve kalınlık etkileşiminin C^* değerleri üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,000$; $p<0,05$). Materyal ve kalınlık bir arada C^* değerlerini etkilemektedir.

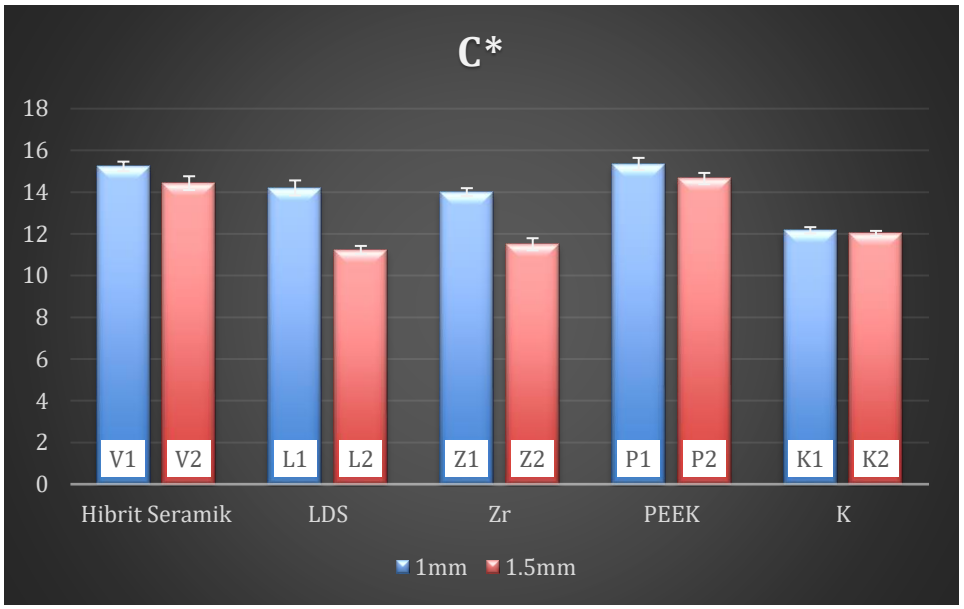
Bahsedilen sonuçların detaylı analizleri Tablo 4.5'te görülmektedir.

Tablo 4. 5: Farklı materyal ve kalınlıklara göre C^* değerlerinin karşılaştırılması

	PICN	**LDS**	**Zr**	**PEEK**	**K**
Kalınlık	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**
1,0mm	$15,23\pm0,23^{Aa}$	$14,20\pm0,36^{Ba}$	$14,00\pm0,19^{Ba}$	$15,35\pm0,29^{Aa}$	$12,17\pm0,15^{Ca}$
1,5mm	$14,43\pm0,33^{Ab}$	$11,23\pm0,19^{Bb}$	$11,50\pm0,29^{Bb}$	$14,65\pm0,27^{Ab}$	$12,02\pm0,12^{Cb}$

Two-Way Anova test

Satırlardaki farklı büyük harfler materyaller arası farklılığı, sütunlardaki farklı küçük harfler kalınlıklar arası farklılığı göstermektedir.



Şekil 4. 2: Grupların C^* değerleri grafiği

1,0 mm kalınlıkta; materyal grupları arasında C^* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan post hoc Tukey Test sonucunda; P1 grubunun C^* ortalaması, L1 (p=0,000), Z1 (p=0,000) ve K1 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). V1 grubunun C^* ortalaması, L1 (p=0,000), Z1 (p=0,000) ve K1 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0.05). K1 grubunun C^* ortalaması, V1 (p=0,000), L1 (p=0,000), Z1 (p=0,000) ve P1 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde düşüktür (p<0,05). P1 ve V1 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). L1 ve Z1 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

1,5 mm kalınlıkta; materyal grupları arasında C^* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan post hoc Tukey Test sonucunda; P2 grubunun C^* ortalaması, L2 (p=0,000), Z2 (p=0,000) ve K2 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0.05). V2 grubunun C^* ortalaması, L2 (p=0,000), Z2 (p=0,000) ve K2 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). K2 grubunun C^* ortalaması, V2 (p=0,000) ve P2 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde düşüktür (p<0,05). P2 ve V2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). L2 ve Z2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

VITA Enamic grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki C^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

LDS grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki C^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

Zr grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki C^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

PEEK grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki C^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

Kontrol grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki C^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

4.4. HİBRİT ABUTMENT GRUPLARININ h DEĞERLERİNİN KONTROL GRUPLARIYLA KARŞILAŞTIRILMASI

Hibrit abutment tasarımlarını oluşturan materyallerin ve farklı üst yapı kalınlıkların h* değerleri üzerindeki ortak etkisi Tablo 4.6'da gösterilmiştir.

Tablo 4. 6: Farklı materyal ve kalınlıkların h* değerleri üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi

h*	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
Materyal	424,349	4	106,087	1931,198	0,000*
Kalınlık	4,162	1	4,162	75,757	0,000*
Materyal * Kalınlık	5,677	4	1,419	25,838	0,000*

Two-Way Anova test *$^{*}p<0,05$*

Materyal grupları arasında h* değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05).

Kalınlıklar arasında h* değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05).

Materyal ve kalınlık etkileşiminin h* değerleri üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,000; p<0,05). Materyal ve kalınlık bir arada h* değerlerini etkilemektedir.

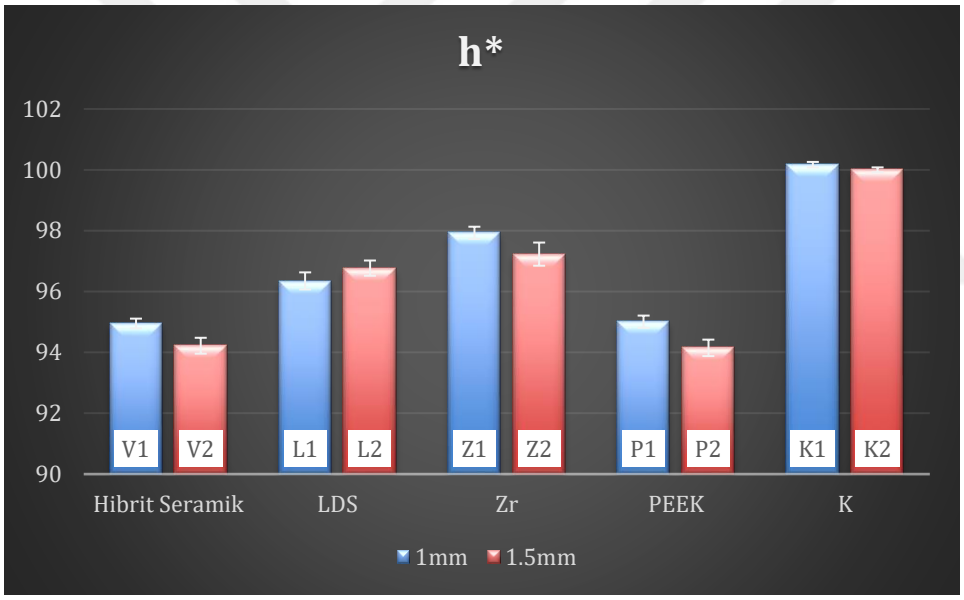
Bahsedilen sonuçların detaylı analizleri Tablo 4.7'de görülmektedir.

Tablo 4. 7: Farklı materyal ve kalınlıklara göre h* değerlerinin karşılaştırılması

	PICN	LDS	Zr	PEEK	K
Kalınlık	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**
1,0mm	94,95±0,16^{Aa}	96,35±0,28^{Ba}	97,93±0,20^{Ca}	95,01±0,20^{Aa}	100,17±0,09^{Da}
1,5mm	94,22±0,26^{Ab}	96,77±0,25^{Bb}	97,23±0,38^{Cb}	94,15±0,27^{Ab}	100,00±0,08^{Db}

Two-Way Anova test

Satırlardaki farklı büyük harfler materyaller arası farklılığı, sütunlardaki farklı küçük harfler kalınlıklar arası farklılığı göstermektedir.



Şekil 4. 3: Grupların h* değerleri grafiği

1,0 mm kalınlıkta; materyal grupları arasında h* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan post hoc Tukey Test sonucunda; K1 grubunun h* ortalaması, V1 (p=0,000), L1 (p=0,000), Z1 (p=0,000) ve P1 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). Z1 grubunun h* ortalaması, V1 (p=0,000), L1 (p=0,000) ve P1 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). L1 grubunun h* ortalaması, V1 (p=0,000) ve P1 (p=0,000) gruplarından anlamlı

şekilde yüksektir (p<0,05). V1 ve P1 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

1,5 mm kalınlıkta; materyal grupları arasında h^* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan post hoc Tukey Test sonucunda; K2 grubunun h^* ortalaması, V2 (p=0,000), L2 (p=0,000), Z2 (p=0,000) ve P2 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). Z2 grubunun h^* ortalaması, V2 (p=0,000), L2 (p=0,003) ve P2 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). L2 grubunun h^* ortalaması, V2 (p=0,000) ve P2 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). V2 ve P2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

VITA Enamic grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki h^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

LDS grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki h^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür (p=0,002; p<0,05).

Zr grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki h^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

PEEK grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki h^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

Kontrol grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki h^* ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

4.5. HİBRİT ABUTMENT GRUPLARININ ΔE_{00} DEĞERLERİNİN KONTROL GRUPLARIYLA KARŞILAŞTIRILMASI

Hibrit abutment tasarımlarını oluşturan materyallerin ve farklı üst yapı kalınlıkların $\Delta E_{00}{}^*$değerleri üzerindeki ortak etkisi Tablo 4.8'de gösterilmiştir.

Tablo 4. 8: Farklı materyal ve kalınlıkların ΔE_{00}^{*} değerleri üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi

ΔE_{00}^{*}	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
Materyal	21,994	3	7,331	214,526	0,000*
Kalınlık	8,715	1	8,715	255,005	0,000*
Materyal * Kalınlık	2,145	3	0,715	20,918	0,000*

Two-Way Anova test *$p<0,05$

Materyal grupları arasında ΔE_{00} değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05).

Kalınlıklar arasında ΔE_{00}^{*} değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05).

Materyal ve kalınlık etkileşiminin ΔE_{00}^{*} değerleri üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,000; p<0,05). Materyal ve kalınlık bir arada ΔE_{00} değerlerini etkilemektedir.

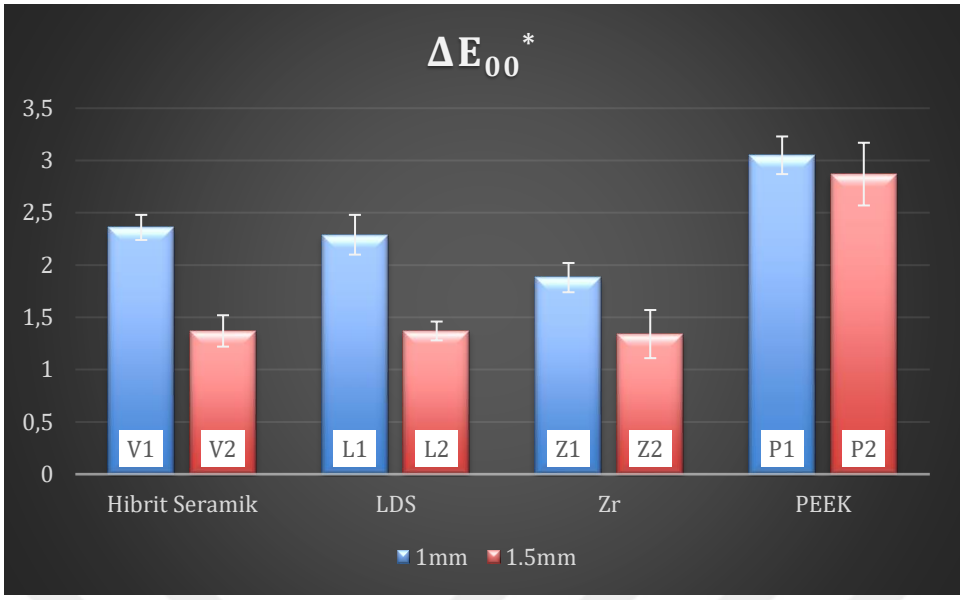
Bahsedilen sonuçların detaylı analizleri Tablo 4.9'da görülmektedir.

Tablo 4. 9: Farklı materyal ve kalınlıklara göre ΔE_{00}^{*} değerlerinin karşılaştırılması

	PICN	LDS	Zr	PEEK
Kalınlık	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**
1,0mm	$2,36\pm0,12^{Aa}$	$2,29\pm0,19^{Aa}$	$1,88\pm0,14^{Ba}$	$3,05\pm0,18^{Ca}$
1,5mm	$1,37\pm0,15^{Ab}$	$1,37\pm0,09^{Ab}$	$1,34\pm0,23^{Ab}$	$2,87\pm0,30^{Ba}$

Two-Way Anova test

Satırlardaki farklı büyük harfler materyaller arası farklılığı, sütunlardaki farklı küçük harfler kalınlıklar arası farklılığı göstermektedir.



Şekil 4. 4: Grupların ΔE_{00}^{*} değerleri grafiği

1,0 mm kalınlıkta; materyal grupları arasında ΔE_{00}^{*} ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan post hoc Tukey Test sonucunda; P1 grubunun ΔE_{00}^{*} ortalaması, V1 (p=0,000), L1 (p=0,000) ve Z1 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). Z1 grubunun ΔE_{00}^{*} ortalaması, V1 (p=0,000), L1 (p=0,000) ve P1 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde düşüktür (p<0,05). V1 ve L1 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

1,5 mm kalınlıkta; materyal grupları arasında ΔE_{00}^{*} ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,000; p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan post hoc Tukey Test sonucunda; P2 grubunun ΔE_{00}^{*} ortalaması, V2 (p=0,000), L2 (p=0,000) ve Z2 (p=0,000) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). V2, L2 ve Z2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

VITA Enamic grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki ΔE_{00}^{*} ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

LDS grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki ΔE_{00}^{*} ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p=0,000; p<0,05).

Zr grubunda; 1,0 mm kalınlıktaki ΔE_{00}^{*} ortalaması, 1,5 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,000$; $p<0,05$).

PEEK grubunda; 1,0 mm ve 1,5 mm kalınlıktaki ΔE_{00}^{*} ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p=0,123$; $p>0,05$).

5. TARTIŞMA

Farklı materyaller ile oluşturulan hibrit abutment örneklerin, ZLS kuronlar ile birlikte optik özelliklerinin in-vitro olarak değerlendirildiği bu tez çalışmasında, elde edilen bulgular doğrultusunda ‘‘Hibrit abutment tasarımlarını oluşturan materyallerin türü, ZLS seramik restorasyonun final rengini etkiler.” ve “ZLS materyalinin kalınlığı arttıkça altyapının türünden etkilenmez.” Şeklindeki başlangıç hipotezlerinin her ikisi de kabul edilmiştir.

Estetik bölgede uygulanan implant destekli tedavilerde optimal estetik sonuçlara ulaşabilmek ve komplikasyonları önlemek için, abutment türü ve materyal seçimi oldukça önem taşımaktadır (186–189). Günümüzde, implant destekli restorasyonların üretiminde kullanılmak üzere pek çok abutment ve üst yapı materyali geliştirilmiştir (190). Ancak literatür incelendiğinde abutmentların optik özellikleri ile ilgili çalışmalar kısıtlı olmakla beraber, estetik açıdan en iyi protetik sonuç için hangi malzemenin seçilmesi gerektiği konusunda bir fikir birliği olmadığı görülmüştür. Bu nedenle bu çalışmada, birbirinden farklı kimyasal yapılara sahip abutment materyallerinin optik özellikleri hakkında bilgi edinmek ve başarılı estetik sonuçlar için bu bilgilerin klinik pratiğine kazandırılması amacıyla, hibrit abutment tasarımlarının optik özellikleri üzerine çalışılmasına karar verilmiştir.

Restorasyon tasarımının etkisi (tek parça hibrit abutment-kuron ve ayrı bir kuronlu hibrit abutment) birçok çalışma tarafından hem mekanik hem de estetik açıdan değerlendirilmiştir (33,191–193). Nouh ve ark. farklı abutment türlerini karşılaştırdıkları çalışmada, çiğneme simülasyonu testi sırasında tek parçalı hibrit abutmentlarda iki parçalı hibrit abutmentlardan daha fazla başarısızlıkla sonuçlanmıştır (33). Bu durum, bağımsız bir kurona sahip hibrit abutment tasarımının, birden fazla arayüz varlığı ve vida erişimi için kuron yüzeyinde bir deliğin olmaması sayesinde stresleri daha iyi dağıtabilme özelliği ile açıklanmıştır. Ayrıca, tek parça olarak üretilen hibrit abutment-kuron tasarımlarında, implantların protetik açıdan ideal pozisyonda yerleştirilemediği durumlarda ve buna bağlı açısal protetik problemlerde vida çıkış deliğinin estetik bölgeyi etkilemesinin önemli bir estetik dezavantaj olduğu bildirilmiştir (35,194,195). Bu tez çalışmasında ise, anterior bölge estetiğinde kullanılabilecek hibrit abutment tasarımlarının, bağımsız olarak üretilen bir simante kuron ile

değerlendirilmesine karar verilmiştir. Bu sayede farklı materyallerin birleşimi ile mekanik avantajların yanısıra, anterior bölgede estetik bir kuron tasarımı için fikir verebileceğini düşünmekteyiz.

Titanyum ve seramik materyaller arasındaki bağlantıyı sağlamak amacı ile; kumlama, tribokimyasal silika kaplama, lazer ve atmosferik plazma uygulama gibi birçok farklı yüzey işlemi uygulandığı bildirilmiştir (196–199). Literatürdeki pek çok çalışmada, 25-250 μm arasında Al_20_3 partikülü ile kumlama işlemi dental abutmentlara yüzey işlemi olarak tercih edilmiştir (200–203). Pitta ve ark., 50 μm Al_2O_3 ile kumlama yönteminin, test edilen diğer yöntemler arasında en kararlı birleşim arayüzünü sağladığı sonucuna varmışlardır (204). Liu ve ark., Ti-base üzerine simante edilen monolitik LDS kuronların spektrofotometrik analizlerini yaptıkları çalışmada, kumlanmış ve kumlanmamış Ti-base'ler üzerine 3 adet geçici ve 6 adet daimi siman kullanarak, tam seramik kuronların optik özellikleri üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, Multilink Hibrit Abutment HO 0 (Ivoclar Vivadent) rezin simanın çalışmadaki diğer simanlara kıyasla, klinik olarak algılanabilir eşik düzeyin altında bir ΔE^* değeri sunan tek siman olduğunu bildirilmiştir. Ayrıca kumlanmış titanyum yüzeylerinin, kumlanmamış titanyum yüzeylerine kıyasla daha düşük ΔE^* değerleri gösterdiği belirtilmiştir (205). Bu tez çalışmasında da titanyumun koyu rengini maskelemek için Multilink Hybrit Abutment (HO 0) rezin simanı, 10 sn süreyle 15 mm uzaklıktan 2 bar basınç altında 50 μm Al_2O_3 partikülleri kumlanmış titanyum yüzeyler üzerinde kullanılmıştır. Çalışmalarda MDP içeren bir silan olan Monobond Plus-Multilink Hybrid Abutment simanın yüksek bağlanma değeri gösterdiği için birlikte kullanımı önerilmiştir (206–210). Bu çalışmada materyallerin optik özellikleri değerlendirilmiş olsa da, final restorasyon sonucunu etkileyebileceği düşünüldüğünden klinik pratiğini en doğru şekilde yansıtabilmek amacı ile önerilen tüm yüzey işlemleri her materyalde uygulanmıştır.

Literatürde pek çok çalışma, estetik bölgedeki implant destekli restorasyonda abutment malzemesi seçiminin, restorasyonun estetik başarısı açısından önemli olduğunu göstermiştir (186–189). Hibrit abutment restorasyonların kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte üretici firmalar Ti-base üzerine kullanılan seramik materyallerin estetik özelliklerini geliştirmeye ve bu seramiklerin çeşitliliğini artırmaya yönelik çalışmalar yapmaktadır (34). Hibrit abutment ve hibrit abutment-

kuron yapımında zirkonya, LDS, PICN, ZLS, PEEK ve hatta geçici restorasyonların yapımında polimetilteakrilat, mikrofiller ile güçlendirilmiş poliakrilik gibi materyaller de kullanılabilmektedir (36). Verilen bilgiler doğrultusunda çalışmamızda, IPS e.max CAD, VITA Enamic, Sirona Incoris ZI ve PEEK materyalleri ile hazırlanan hibrit abutment çeşitleri ve Celtra Duo kuron materyali tercih edilmiştir. Böylelikle farklı kimyasal yapılara sahip materyaller çalışmaya dahil edilerek kapsamlı bir karşılaştırma yapma imkanı sağlanmıştır. Ayrıca literatür incelendiğinde ZLS materyalinin farklı hibrit abutmentlar ile kombinasyonlarının incelendiği bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Hibrit abutment üretiminde kullanılan zirkonya bloklar, yarı sinterize zirkonya içeren altyapı materyalleridir. Bu blokların bir örneği olan Sirona Incoris ZI; yüksek sertlik ve kırılma dayanımı göstermekte olup, yüksek opasiteye sahip beyaz rengi ile altyapı olarak kullanılmaya uygun optik özellikleri barındırmaktadır. Biyolojik olarak uyumlu ve korozyona karşı dirençli olmasının yanı sıra, çeşitli boyut ve renk seçenekleri imkanı da sunmaktadır (211). Maksiller bölgede implant uygulanmış olan 25 hasta ile yapılan bir klinik çalışmada, farklı materyallerden üretilmiş abutment malzemelerinin (gri titanyum, pembe anodize titanyum ve hibrit zirkonya abutmentlar) estetik sonuçları değerlendirilmiş olup, peri-implant yumuşak doku rengi ve kontrol dişin marjinal kenar rengi ile karşılaştırılmıştır. Bunun sonucunda; hibrit zirkonya abutmentlar en az renk değişimi (ΔE^{*}= 6,46±1,43) göstermiş, bunu pembe anodize (ΔE^{*}= 9,90±2,51) ve gri titanyum (ΔE^{*}=11,25±2,98) sırasıyla takip etmiştir (212). Dede ve ark. implant abutment malzemesinin farklı seramik kuron sistemlerinin rengi üzerindeki etkisini değerlendirmişler ve çalışmanın sonucunda zirkonyanın implant destekli seramik restorasyonlar için daha uygun bir abutment malzemesi olduğu rapor edilmiştir (189). Martínez-Rus ve ark. yaptıkları bir klinik çalışmada; titanyum, anodize titanyum (pembe ve altın) ve zirkonya abutmentların implant destekli LDS kronların optik sonuçları üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Araştırmacılar, tüm implant abutment materyallerinin kontrol grubuna kıyasla gözle görülür bir renk farklılığına yol açtığını, ancak zirkonya abutmentların en düşük ΔE^{*} değerini (5,76 ± 2,9) gösterdiğini bildirmiştir (213). Bu tez çalışmasında, literatürdeki zirkonya ve zirkonya hibrit abutmentlar hakkındaki çalışmalar dikkate alınarak Sirona İncoris Zr kullanımı tercih edilmiştir (193,214–217).

IPS E.max CAD Abutment Solutions, çalışmamızda kullanılan lityum disilikat içerikli koping materyalidir. Ivoclar firması tarafından piyasaya sürülen bu materyal, tek üye implant destekli restorasyonlarda hibrit abutment üretiminde kullanılmaktadır. Çeşitli renk tonlarında, orta opasite (MO: Medium Opasty) ve düşük translusensi (LT: Low Translusency) seçenekleri bulunmaktadır. Bu sayede, monolitik restorasyonların yapımında ya da altyapı materyali olarak kullanılabilmektedir. LDS materyalinin metal içerikli altyapı ve Ti-base'ler üzerindeki maskeleme yeteneğini araştıran çalışmalar, LDS materyalinin kalınlığının arttırılmasının renk değişimi miktarını azalttığı ve dolayısıyla maskeleme yeteneğini arttırdığını sonucuna varmışlardır (218,219). Zhou ve ark, farklı kalınlıkları (0,4, 0,6, 0,8, 1,0 mm) hazırlanmış kor materyallerinin renk değişimini değerlendirdikleri çalışmada, Ni-Cr metal dayanakları maskelemek için minimum 0,6 mm yüksek opak LDS kullanılmasını önermişlerdir (220). Yüksek opak bir seramik altyapı materyali (LT/HO) koyu arka planları maskelerken, diğer yandan doğal dişe benzer özellikleri yansıtmayacağından final restorasyonun estetik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebildiği bildirilmiştir. Bu nedenle, öngörülebilir estetik sonuçlar elde etmek için, opak bir kor içeren çok katmanlı bir seramik blok ya da ayrıca bir veneer seramiği kullanılması tavsiye edilmektedir (221). Elde edilen bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda IPS E.max CAD materyali kullanılmasına karar verilmiştir.

Rezin matriks seramikler ya da bir diğer adıyla hibrit seramikler (PICN); hibrit abutment üretiminde de kullanılan güncel alternatif materyallerdir (90). Bu grubun bir örneği olan VITA Enamic, çalışmamızda tercih ettiğimiz bir diğer bloktur. Literatürde de rezin matriks seramiklerin hibrit abutment kopingi olarak kullanımı ile ilgili çalışmalar kısıtlı olmakla beraber mevcuttur (110,195,222). Değirmenci ve ark. nın yaptığı farklı kalınlıkta CAD/CAM hibrit seramiklerin maskeleme yeteneğinin değerlendirildiği çalışmada, hibrit seramikler feldspatik seramiklere göre daha iyi maskeleme yeteneği göstermiştir (223). Literatürde, VITA Enamic mezoblokların, IPS E.max CAD mezobloklarına kıyasla kısıtlı renk seçeneklerine sahip olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, materyalin polimer matris yapısının bozulmasına neden olabilecek kimyasal yüzey işlemleri, içeriğindeki seramik ağı açığa çıkararak materyalin leke tutmaya daha yatkın hale gelmesine ve daha pürüzlü yüzeylerin oluşmasına sebep olabileceği belirtilmiştir (224). Bu bilgiler doğrultusunda, VITA Enamic materyalinin hibrit abutment kopingi olarak kullanımının, optik çalışmalar bakımından yetersiz olduğu görülmüş ve bu nedenle çalışmamızda kullanılmasına karar verilmiştir.

Literatürde PEEK materyalinin Ti-base üzerine koping materyali olarak kullanıldığı çalışmalar sınırlıdır. Aynı zamanda optik çalışma bakımından da fazla literatür bilgisi bulunmayan PEEK materyalinin, bu tez çalışmasında farklı türde materyaller ile kombinasyonunun incelenmesi amaçlanmıştır. Farklı abutment materyallerinin yaşlandırma sonrası restorasyonun final rengi üzerindeki etkisinin değerlendirildiği bir *in vitro* çalışmada; zirkonya, MPEEK (modifiye polietereterketon) ve PEKK (polieterketonketon) abutment çeşitleri karşılaştırılmış olup, yaşlandırma işlemi sonrasında yüksek performanslı polimer abutmentlar zirkonya abutmentlara göre daha az renk değişimi göstermiştir. Bu nedenle özellikle translusentliği yüksek kuron materyalleri kullanıldığında anterior bölgede estetik açıdan tatmin edici sonuçlar elde edilebileceği belirtilmiştir (225). Zirkonya seramik abutment ve PEEK hibirit abutment ile üretilen tek üye implant destekli restorasyonların değerlendirildiği randomize klinik çalışmada, 5 yıllık takip sonucunda her iki materyalin de anterior bölgede başarılı estetik sonuçlar gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu abutmentlar ile desteklenen LDS kuronlarda renk değişikliği izlenmemiş olup, PEEK'in estetik bölgede zirkonyadan daha iyi sonuçlar gösterebileceği ancak uzun dönem klinik çalışmalara ihtiyaç olduğu belirtilmiştir (226). Literatürde, PEEK materyalinin hibrit abutment kopingi olarak kullanımı ile ilgili yetersiz optik çalışma olması nedeniyle çalışmamızda kullanımasına karar verilmiştir.

Carrillo ve ark., 25 hasta üzerinde yaptıkları randomize kontollü klinik çalışmalarında Ti ve Zr abutment kullanılan anterior maksiller tek diş restorasyonların optik özelliklerini kıyaslamışlardır. Zirkonya abutment kullanımının, titanyum abutmenta göre istatiksel olarak anlamlı olmamakla beraber daha iyi estetik sonuçlar gösterdiğini belirtmişlerdir (227). Arif ve ark. üç farklı abutment tasarımında kullanılan bir metal opakerin, seramik kuronun final rengine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, kontrol grubu olarak zirkonyum abutment tercih etmişlerdir (228). Kılınç ve ark. tarafından yapılan, farklı abutment materyallerinin implant destekli tam seramik restorasyonların final rengine etkilerinin değerlendirildiği çalışmada ise, LDS kuronların altında titanyum, metal opaker sürülmüş titanyum ve anodize sarı titanyum abutmentlar kullanılmış, kontrol grubu olarak ise zirkonyum abutment tercih edilmiştir. Çalışmanın sonucunda; zirkonyum abutment kontrol grubuna en yakın optik uyumu gösteren grup anodize sarı titanyum (ΔE^* =1,75±0,69) olmuştur (188).

Anodize edilmiş titanyum ve zirkonya abutmentların optik parametrelerinin değerlendirildiği başka bir çalışmada, LDS kuronların altında zirkonya abutment kullanımının en düşük ΔE^* (5,76±2,9) değeri gösterdiğini bildirmiştir (213). Bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada, zirkonya abutment ile oluşturulan kuron konfigürasyonunun renk değerleri optimal olarak kabul edilmiş ve kontrol grupları (Grup K1-K2) olarak değerlendirilmiştir. Ayrıca LDS kuronlar altında zirkonya abutment kullanımının estetik sonuçlar gösterdiğini ve bu kombinasyonun kontrol grubu olarak kabul edildiğini gösteren çalışmalardan farklı olarak, bu tez çalışmasında zirkonyum abutment üzerine güncel bir materyal olan ZLS materyali tercih edilmiştir (188,227–229).

İmplant destekli restorasyonlarda ideal optik özelliklerin elde edilebilmesi için kullanılacak abutment materyali kadar kuron materyali de önemlidir (230). ZLS seramikler, üstün mekanik performansı ve yüksek estetik özellikleri ile LDS materyaline alternatif bir seçenektir (231,232). Elsaka ve Elnaghy, ZLS materyalinin LDS'ye kıyasla çatlak yayılımına karşı mekanik olarak daha dirençli olduğunu belirtmişlerdir (233). Bir başka avantajı da, mikroyapısındaki 4-8 kat daha küçük kristal boyutları sayesinde üstün parlatılabilirlik özelliği ve esneme direncidir (231). Awad ve arkadaşları, LDS ile karşılaştırıldığında, ZLS'nin daha yüksek translusentlik derecesi göstermesini, silikat kristallerinin boyutlarının küçük olması sebebiyle daha yüksek cam içeriği ve daha iyi ışık geçirgenliğine sahip olması ile açıklamışlardır(234). Ayrıca, çalışmalarda ZLS'nin monolitik yüksek translusent zirkonya (HT-Zr) seramiklerinden daha iyi translusensi sergilediği de bildirilmiştir (235,236). Ek olarak, bu durumu destekleyen bazı çalışmalarda da, Zr ve LDS'den daha düşük altyapı maskeleme yeteneği göstermiştir (237,238). Tüm bu bilgiler ışığında, ZLS materyalinden üretilen kuronların Ti-base üzeri protetik restorasyonlarda LDS'ye iyi bir alternatif ve estetik bir çözüm olabileceği düşünülerek çalışmamızda tercih edilmiştir.

Dental materyallere uygulanan yüzey işlemleri sonucunda yüzey dokusunda ve pürüzlülüğünde meydana gelen mikromekanik değişikliklerin, mekanik açıdan tutuculuk sağlamasının yanısıra optik özelliklerini de önemli ölçüde etkileyebildiği bildirilmiştir (239). Yüzey işlemlerinin porselen laminate veneerlerin renk değişimine ve bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği bir çalışmada, HF asit uygulanmış IPS E.max CAD materyalinin daha yüksek ΔE^* (5,79±0,4) değeri gösterdiğini

bildirmişlerdir. Bu değişimi, HF asit uygulanmış seramik yüzeylerde camsı matrisin kaybı sonucu daha az ışık geçişi göstererek, L^* değerlerinin ve materyalin yarı saydamlığının etkilenmesi ile açıklamışlardır (240). Yılmaz ve ark. yaptıkları bir çalışmada, yüzey işlemlerinin CAD/CAM dental materyallerin mekanik ve optik davranışlarına etkisini incelemişler ve HF asit uygulanmış VITA Enamic örnekleri en yüksek ΔE^* (3,6 ±1,2) değeri göstermiştir. Bunun nedenini, materyalin yüzey dokusunun HF asit ile yüksek derecede değişime uğramasıyla açıklamışlardır (241). Salem ve ark., 2021 yılında yaptıkları bir çalışmada yüzey işlemlerinin CAD/CAM seramikler üzerindeki etkisini incelemek için LDS ve hibrit seramik yüzeylerine HF asit, 50μm Al_2O_3 ile kumlama ve tribokimyasal kaplama işlemleri uygulamıştır. Çalışmanın sonucunda, farklı yüzey işlemlerinin restorasyonun final rengini önemli ölçüde etkilediğini bildirmişlerdir (242). Çalışmamızda, cam seramik içerikli koping materyalleri olarak kullanılan IPS E.max CAD ve VITA Enamic örneklerine, ΔE^* değeri üzerindeki etkisi nedeniyle, yüzey işlemi olarak 20 sn süreyle %9,5'luk HF asit uygulanmıştır. Benzer şekilde, seramik kuronları simüle eden cam seramik içerikli CeltraDuo örnekleri için, üretici firma tarafından 30 sn %5-9 HF uygulaması önerilirken, bağımsız çalışmalar 20 veya 30 sn için %5 HF ve 90 sn için %10 HF uygulaması önermektedir (243,244). Çalışmamızda CeltrDuo yüzeylerine, 30 sn %9,5'luk HF uygulanmıştır. Literatürde HF ile birlikte silan uygulamasının ZLS restorasyonların simantasyonu için altın standart oluşturduğu belirtilmiştir (245,246). Bu işlemi takiben klinik pratiğini birebir yansıtmak amacıyla diğer çalışmalarda olduğu gibi, 60 sn süreyle Monobond Plus ile silan uygulaması yapılmıştır (33,216,217,247). Çalışmamızın sonuçlarında, HF asit uygulanmış IPS Emax CAD koping gruplarında L1-ΔE_{00}=2,29±0,19, L2-ΔE_{00}=1,37±0,9, Vita Enamic koping gruplarında ise V1-ΔE_{00}=2,36±0,12, V2-ΔE_{00}=1,37±0,15 değerleri bulunmuştur.

Cam seramik içermeyen materyallerde sıklıkla tercih edilen yüzey işlemlerinden biri de Al_2O_3 partikülleri ile kumlamadır. Kumlama, materyalin yüzey pürüzlülüğünü değiştirebildiği belirtilmiştir. Ayrıca dağınık olarak yansıyan ışığın fraksiyonunu arttırarak materyalin translusentliğini etkileyebildiği bildirilmiştir (248). Literatürde, PEEK materyalinden elde edilen örneklerin yüzeyine 10 sn süreyle 2,0 bar basınç altında 15 mm uzaklıktan 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemi uygulamışlardır (48). Benzer şekilde, birçok çalışmada Ti-base ve zirkonya kopingin bağlantı yüzeyleri simantasyon öncesinde 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile 20 saniye süre 2,0

bar basınç altında kumlanarak pürüzlendirilmiştir (193,216,217). Üretici firma tarafından simantasyon öncesinde ilgili yüzeylere çeşitli markalardan bir primer (Ambarino P60 Creamed, Visio.link Bredent, Z-Prime Plus Bisco) uygulanması önerilmiştir (249). Bu önerilere uygun olarak çalışmamızda, Zr koping örnekleri 20 sn süreyle 50 µm Al_2O_3 partikülleri ve PEEK koping örneklerine 10 sn süreyle 110 µm Al_2O_3 partikülleri 2,0 bar basınç altında 15 mm uzaklıktan kumlanmıştır. Kumlama işlemi sonrası her iki gruba da, tek kullanımlık fırça yardımı ile Z-Prime Plus (Bisco, Schaumburg, IL, ABD) primer tüm yüzeylere uygulanarak 5 saniye bekletilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarında, kumlama işlemi uygulanmış Zr koping gruplarında Z1-ΔE_{00}=1,88±0,14, Z2-ΔE_{00}=1,34±0,23, PEEK koping gruplarında ise P1-ΔE_{00}=3,05±0,18, P2-ΔE_{00}=2,87±0,30 değerleri bulunmuştur.

Estetik restorasyonların final rengi, materyalin kalınlığı ve altyapı renginden etkilenebilmektedir (250–252). Bu iki faktör göz önünde bulundurularak estetik açıdan uygun tercihler yapılırsa, final restorasyonun rengi optimize edilebilir (253). Alfouzan ve ark., farklı CAD/CAM materyallerinin rengi üzerinde kalınlık ve altyapı renginin etkisini karşılaştırmayı amaçladıkları çalışmalarında; materyal tipinin, materyal kalınlığının ve altyapı renginin ΔE^* üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir (254). Chaiyabutr ve ark. CAD/CAM ile üretilen 4 farklı kalınlıkta (1,0, 1,5, 2,0 ve 2,5 mm) LDS kuron, 4 farklı renkte dayanak, 2 farklı renkte (translusent ve opak) siman kullandıkları çalışmalarında; restorasyonun final rengi üzerinde tüm değişkenlerin LDS kuronların optik özelliklerini önemli ölçüde etkilediği sonucuna varmışlardır. Bununla birlikte, altyapı rengini renginin açıktan koyu renge doğru gittikçe, materyalin ΔE^* değerlerinde artış gözlemlediklerini bildirmişlerdir (255). Tabatabaian ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, farklı kalınlıklardaki zirkonya altyapı (0,4, 0,6 ve 0,8 mm) ve veneer seramiği (0,8, 1,0 ve 1,2 mm) örnekleri çeşitli abutment materyalleri (titanyum, zirkonyum ve metal alaşım) üzerinde test edilmiş ve renk değişikliğini değerlendirmek için spektrofotometrik ölçümler yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda; altyapı, veneer kalınlığı ve bunların kombinasyonu, farklı abutment materyalleri üzerindeki zirkonya içerikli restorasyonların rengini etkilemiştir. Ayrıca abutment materyalinden bağımsız olarak zirkonya restorasyonlarda hedef rengi elde etmek için, minimum zirkonya altyapı kalınlığının 0,6 mm ve minimum veneer kalınlığının da 1,2 mm olması gerektiği sonucuna varmışlardır (256). Çalışmamızdaki minimum kuron kalınlığımız

1,0 mm olarak belirlendiği için, koping kalınlığını da bahsedilen çalışmada belirtilen değerden (0,6 mm) daha yüksek kalınlıkta tercih edilerek titanyum altyapıların maskelenebileceği düşünülmüştür. Bu bilgiler ışığında, bu çalışmada kulllanılan Ti-base üzerine yerleştirilen LDS, Zr, PEEK ve PICN materyalinden elde edilen kopingler 0,7 mm kalınlığında hazırlanmıştır.

Monolitik CAD/CAM seramiklerin optik özelllikleri üzerine seramik kalınlığının etkisini incelendiği bir çalışmada; 3 farklı kalınlıkta (0,5, 0,7, 1,0 mm) hazırlanan Zr, LDS ve ZLS materyalleri termal yaşlandırma sonrası karşılaştırılmış olup, tüm grupların renk ve translusensi parametresinin kalınlık değişiminden etkilendiği ve en büyük renk değişimin ZLS materyalinde görüldüğü bildirilmiştir (257). Kalınlık, siman rengi ve kahve termal siklusunun ZLS seramiğin optik özelliklerine etkisinin incelendiği bir çalışmada, iki farklı kalınlıkta (0,8 mm ve 1,5 mm) kullanılmış olup, malzeme kalınlığı ve siman renginin materyalin rengi üzerinde önemli etkiye sahip olduğunu ve kalınlık arttıkça renk stabilitesinin arttığını bildirmişlerdir (258). Çalışmamızda ZLS örnekler, 1,0 mm ve 1,5 mm olmak üzere iki farklı kalınlıktaki gruplara ayrılmıştır. Işık ile polimerize olan rezin siman kullanılacağından, üretici firmanın önerisi de dikkate alınarak ışık geçirgenliğini engellememesi için, maksimum restorasyon kalınlığı 1,5 mm olarak belirlenmiştir. Literatürde ZLS restorasyonlar için minimum 1,0 mm kuron kalınlığının klinik kullanım için uygun olduğu bildirilmiştir (259,260). ZLS restorasyonların 1,0 mm kalınlıkta gösterdiği mekanik performans göz önünde bulundurularak, özellikle anterior bölge estetiğinde umut verici olabileceğinden, çalışmamızda minimum restorasyon kalınlığı da 1,0 mm olarak belirlenmiştir. Bu sayede, literatürde mekanik açıdan uygun olduğu bildirilen minimum kalınlıktaki (1,0 mm) ZLS restorasyonların farklı altyapılar üzerinde optik incelemesi de yapılabilmiştir. Kuron materyali 1,0 mm kalınlığında kullanıldığında tüm deney gruplarının ve kuron materyali 1,5 mm kalınlığında kulanıldığında ise yalnızca P2 deney grubunun ΔE_{00} değeri (2,87±0,30) klinik olarak kabul edilebilir eşiğin üzerinde değerlerde bulunmuştur.

Adeziv rezin simanların polimerizasyon reaksiyonunun oluşabilmesi için amin reaktif gruplarının oksidasyonu gereklidir ve bu durumun renk değişikliklerine neden olabileceği bildirilmiştir (261,262). Ural ve ark. tarafından yapılan in vitro çalışmada, light-cure rezin simanlar dual-cure rezin simanlara göre daha düşük ΔE^* değeri

göstermiş olmakla beraber her iki adeziv rezin siman türünün renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir. Buna ek olarak, serbest tersiyer amin ve benzoil peroksit içeren üçüncü nesil adeziv rezin simanların, light-cure ve dual-cure rezin simanlara göre daha az renk değişikliklerine uğradığını bildirmişlerdir (263). Marchionatti ve ark. ise, light-cure ve dual-cure rezin siman türlerini değerlendirdikleri çalışmalarında, tüm dönemlerde (2, 6, 12 ve 24 ay) benzer renk değişiklikleri gösterdiği sonucuna varmıştır (264). Ah-Rang Kim ve ark. çalışmalarında, self-cure ve dual-cure adeziv rezin simanların renk değişiminin amin grubundan kaynaklandığını bildirmiştir (265). Bu bilgilere dayanarak, optik özellikleri değerlendirdiğimiz bu çalışmada, renk stabilitesi ve kontrollü çalışma süresi kolaylığı da göz önünde bulundurularak ışık ile polimerize olan (light-cure) rezin siman tercih edilmiştir.

Giti ve ark., Choice 2 translusent renk rezin simanın final renginin, A2 ve opak tonlardakilere kıyasla önemli ölçüde farklı olduğunu bildirmiş ve Choice 2 translusent grubu hariç diğer tüm gruplarda ΔE^* değerleri klinik olarak kabul edilebilir eşiğin üzerinde sonuçlanmıştır (266). Bunun nedeni, translusent rezin simanının daha fazla ışığın geçmesine izin vermesi ve polimerizasyonun bir sonucu olarak oluşan artık monomer miktarını azaltması olabileceği ifade edilmiştir. Işığa maruz kalma miktarı polimerizasyon dönüşümünü artırırken aynı zamanda daha yüksek renk kararlılığı sağladığı da bildirilmiştir (267). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda, siman renginin final restorasyon rengine etkisini azaltmak amacıyla, Bisco Choice 2 light-cure (translusent) rezin siman tercih edilmiştir.

Siman kalınlığının restorasyonların final rengi üzerine etkisinin araştırıldığı çalışmalar kısıtlı olmakla beraber, siman kalınlığına bağlı olarak üzerindeki materyalin translusentliği değişeceğinden, restorasyonun klinik görünümünü etkileyen bir faktör olarak kabul edilmiştir (250,268–270). Siman kalınlığının metal altyapı (Ag-Pd) üzerindeki lityum disilikat cam seramiklerin final rengine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, 1,5 mm kalınlıkta LT blok LDS ile 3 farklı siman kalınlığı (300 µm, 100 µm, 50 µm) kullanılmış ve Multilink Automix simanların (opak beyaz ve sarı) kalınlıklarının arttırılması sonucu, seramik restorasyonların final renginin büyük oranda etkilendiği bildirilmiştir. Ayrıca, beyaz opak simanların metal alaşımını maskelemede daha etkili olduğunu ve siman kalınlığını 100 µm'nin üzerine

arttırmanın renk uyumunu iyileştirmediğini belirtmişlerdir. (269). Yamalı ve ark. 2023 yılında yaptıkları bir çalışmada, rezin siman kalınlığının (40 μm, 80 μm ve 120 μm) ve renginin (şeffaf,sarı,beyaz) IPS E.max CAD kuronların final rengine etkisini araştırmışlardır. 40 μm kalınlığında şeffaf renk siman uygulanan grupta ortalama renk değişim değeri (0,60± 0,27) algılanabilirlik eşiğinin altında bulunmuştur (ΔE_{00}<0,8). Diğer tüm deney gruplarında renk değişim değerleri algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşiklerinin arasında yer almıştır (0,8<ΔE_{00}<1,8). Bu çalışmaya göre, siman kalınlığını arttırmak yalnızca algılanabilirlik eşik düzeyinin üzerinde renk değişimine neden olmaktadır (270). Lee ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada cam seramikler üzerine, aynı renkli iki farklı kalınlıkta (30 μm ve 80 μm) Rely X, Variolink 2 ve Choice rezin simanları kullanılmış ve renk değişimleri değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, siman kalınlığı 30 μm'dan 80 μm'a çıkarıldığında ΔE^* değerleri yaklaşık 2 kat artmıştır (Rely X = 1,89, Variolink 2 = 2,47, Choice = 2,06) (271). Bu çalışma, rezin siman kalınlığının altyapı rengine etki ettiğini ve siman kalınlığı arttıkça ΔE^* değerinin de paralel olarak arttığını göstermektedir. Siman renginin ve kalınlığının tam seramik restorasyonların final rengi üzerindeki etkisinin değerlendirildiği başka bir çalışmada, 2 farklı kalınlıkta siman (0,1 ve 0,2 mm), 3 farklı kalınlıkta (0,5-1,0-1,5 mm) IPS Empress cam seramik disk ile kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda; siman kalınlıkları arasında istatistiksel anlamlı bir farklılık bulunmamakla birlikte, bu parametrenin hekim tarafından ancak belirli bir ölçüde kontrol edilebildiğinden bir renk düzeltme işlemi olarak kabul edilemeyeceği bildirilmiştir(250). Bahsedilen çalışmada tercih edildiği gibi, çalışmamızda da klinik durumu yansıtabilmek amacıyla, ZLS kuron ile koping örnekler arası 0,1 mm ve Ti-base ile koping örnekler arası 0,2 mm olmak üzere siman kalınlıkları elde edilmiştir.

Farklı türde abutment materyallerinin restorasyonun optik özellikleri üzerindeki etkisini değerlendiren bir çalışmada siman kullanılmamış ve bu durum çalışmanın limitasyonu olarak belirtilmiştir (272). Bu tez çalışmasında ise, bu limitasyonun önüne geçmek için siman örnekleri hazırlanmıştır. Ti-Base'ler üzerine VITA Enamic, IPS E.max CAD, PEEK zirkonyum koping materyallerinin simantasyonunu simüle etmek için Multilink Hybrit Abutment rezin simanı kullanılmıştır. ZLS kuron örnekleri ile oluşturulan bu konfigürasyonlar arasında ise Bisco Choice 2 Veneer rezin siman kullanılmıştır. Standardizasyonu sağlamak için, katmanlar arası aynı türde, aynı renkte ve aynı kalınlıkta rezin simanlar hazırlanmıştır.

Bu katmanlar standardizasyonu kontrol edebilmek amacıyla simante edilmemiş olup yüzeyler arası optik bağlantı sağlanmıştır.

Optik bağlantıyı sağlayabilmek ve hibrit abutment konfigürasyonlarının üzerine yerleştirilmiş olan seramik örneklerin arayüzünden ışık saçılmasını önlemek için katmanlar arasına kırılma indeksi sıvısı uygulanmaktadır (189,273). Literatür incelendiğinde yapılan deneysel çalışmalarda örneklerin optik özellikleri incelenirken örneği oluşturan katmanlar arasında optik bağlantının sağlanması için optik jel, gliserin, tip A optik yağ, bütilfitalat, sükroz solüsyonu ve distile su gibi materyallerin kullanıldığı görülmektedir (186,189,230,235,274–281). Bu tez çalışmasında ise Jirajariyavej ve ark. tarafından yapılan çalışmaya benzer şekilde gliserin jel tercih edilmiştir (273).

Yüzey pürüzlülüğünün, restorasyonların translusensi özelliğini ve renk değerlerini etkilediği pek çok çalışmada belirtilmiştir (234,282). Yüzey bitirme ve polisaj işlemlerinin estetik restorasyonların optik özelliklerine etkisini inceleyen çalışmaların sonuçlarına göre, alternatif yüzey bitirme işlemi olarak mekanik polisaj yöntemi ile, glaze işlemine benzer ve hatta daha iyi estetik sonuçlar elde edilebileceği belirtilmiştir (273,283). Çalışmada kullandığımız Celtra Duo materyali, üretici firmanın verdiği bilgiler doğrultusunda, kristalize halde üretilen ve ek bir kristalizasyon işlemi gerektirmeksizin "frezeleme + polisaj" ya da "frezeleme + glaze" olmak üzere iki çeşit yöntem ile üretim imkanı sağlamaktadır. Bununla birlikte, frezeleme sonrası polisaj uygulanan restorasyonların bükülme dayanımı 210 MPa iken, glaze uygulanmış restorasyonların bükülme dayanımı 360 MPa olarak belirtilmiştir (284). Çalışmamızda materyalin optik özellikleri değerlendirileceğinden, glaze işlemi uygulanmaksızın yalnızca mekanik polisaj ile üretimi tamamlanmıştır. Restorasyon örneklerinin 600, 800, 1000 ve 1200 grenli silikon karbit kağıtlar ile yüzey standardizasyonu sağlanmış olup, mekanik polisaj işlemi için OptraGloss polisaj seti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kullanıldı.

Renk ölçüm cihazlarının klinik kullanımına girmesi ile renk ölçümü oldukça kolaylaşmış olup, kantitatif ve tekrarlanabilir ölçüm yapılabilmesi sağlanmıştır (285). Tung ve ark. renk ölçüm cihazlarının tekrarlanabilirlik özelliğini araştırdıkları çalışmalarında, cihazların klinik kullanım için güvenilir olduklarını bildirmişlerdir (286). Yapılan çalışmalarda spektrofotometrelerin görsel renk skalalarına kıyasla

daha güvenilir cihazlar olduğu belirtilmiştir (287,288). Bununla birlikte Gehrke ve ark. tarafından yapılan bir *in-vivo* çalışmada kolorimetre ve spektrofotometre cihazlarının renk ölçüm kabiliyetleri karşılaştırılmış ve spektrofotometrenin ilk ve ikinci okumada %81,7 oranında, kolorimetrenin ise %70 oranında eşleşme gösterdiği tespit edilmiştir (289) . Llena ve ark. yaptıkları bir çalışmada, Spectro Shade Micro ve VITA EasyShade ile yapılan renk analizlerinin tekrarlanabilir ve güvenilir olduğunu, ayrıca klinik kullanımına uygun olduğunu bildirilmiştir (290). Dört farklı renk ölçüm cihazının doğruluk ve güvenilirliğinin ölçüldüğü bir çalışmada Spectroshade, ShadeVision, VITA EasyShade ve Shadescan renk ölçüm cihazları karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre VITA EasyShade güvenilirlik oranı %96,4 ve doğruluk oranı diğer üç renk seçim cihazından daha yüksek bir oran olan %92,6 olarak ölçülmüştür (291) . Shade Eye kolorimetresi ve VITA EasyShade spektrofotometresinin, 31 anterior dişin renk eşleştirilmesi ile renk ölçümlerinin tekrarlanabilirlik ve güvenilirliğin karşılaştırıldığı bir çalışmaya göre, VITA EasyShade'in tekrarlanabilirlik ölçümlerinde L^* değeri için daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (292). Ayrıca renk ölçüm cihazlarının *in vitro* çalışmalarda daha başarılı oldukları bildirilmiştir (293). Tüm bu nedenlerle bu tez çalışmasında renk farklılıklarını değerlendirmek için VITA EasyShade spektrofotometre kullanılmıştır.

Renk farklılıklarını hesaplamak için birçok formül kullanılmaktadır, CIELab ve CIEDE2000 en yaygın olarak kullanılan formüllerdir. Diş hekimliğinde renk farklılıklarının değerlendirildiği çalışmalarda CIEDE2000 formülünün küçük renk farklılıklarını tespit etmede daha etkili olduğu bildirilmiştir (294). 2016 yılında yapılan bir çalışmada, CIELab ve CIEDE2000 formüllerinin insan gözünün algıladıkları renk farklılıklarını yakalamadaki etkinlikleri karşılaştırılmıştır. CIEDE2000 sonuçlarının görsel sonuçlara daha yakın olduğu bulunmuştur (295). Salas ve ark., CIEDE2000 renk farkı formülünün, diş hekimliğinde translusensi değerlendirmesinde CIELab formülüne göre daha doğru sonuçlar verdiğini bildirmiştir (296). Ghinea ve ark. görsel olarak ve renk cihazı ile yapılan ölçümlerde renk farklılıkları arasındaki korelasyonu araştırmak için yaptıkları çalışmada, CIEDE2000 formülünü CIELab formülüne göre daha başarılı bulmuşlardır (297). Tüm bunlar göz önünde bulundurularak çalışmamızda CIEDE2000 formülü kullanılarak hesaplamalar yapılmıştır.

Literatürde bazı çalışmalarda, CIEDE2000 formülünde rutin olarak önerilen parametrik faktörler (KL=1, KC=1 ve KH=1) yerine, CIEDE2000 (2:1:1) formülizasyonundaki (KL=2, KC=1 ve KH=1) parametrik faktörlerin kullanılması sayesinde görsel algıyla daha uyumlu sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir (298–300). Ancak bunun tam anlamıyla kabul görebilmesi için daha fazla çalışma yapılması gerektiğinden, bu çalışmada CIE tarafından önerilen ve kabul gören parametrik faktörler (KL=1, KC=1 ve KH=1) kullanılmıştır (301).

Literatürde, renk farklılıklarının klinik karşılıklarını araştıran birçok çalışma bulunmaktadır (295,302). Seghi ve ark., ΔE^* değerinin 1 birimden küçük olmasının; iki renk arasındaki renk farklılığının fark edilemeyeceğini, ΔE^* değerinin 1 ile 2 birim arasında olmasının; klinisyen tarafından fark edilebileceğini, ΔE^* değerinin 2 birimden fazla olmasının ise; tüm klinisyenlerin kolaylıkla algılayabilecekleri bir renk farkına neden olduğunu bildirmişlerdir (303). O'Brien, ΔE^* değerinin 3,5'ten büyük olduğu durumlarda, rengi "klinik olarak uyumsuz" şeklinde yorumlamıştır (304). Paravina ve ark. 2015 yılında monokromatik seramik örnekleri kullanarak yaptıkları çalışmalarında; klinik ortamlarda %50:50 algılanabilirlik eşiğini (PT) ve %50:50 kabul edilebilirlik eşiğini (AT) belirlemeye çalışmıştır. CIELab %50:50 algılanabilirlik eşiğini (PT), ΔE_{ab} = 1,2 iken, %50:50 kabul edilebilirlik eşiği (AT), ΔE_{ab} = 2,7 ve karşılık gelen CIEDE2000 (ΔE_{00}) değerleri ise sırasıyla 0,8 ve 1,8 olduğunu belirtmişlerdir (305). Suliman ve ark. dişlerin dehidratasyonu ve rehidratasyonu için gereken zamanı ve bunun diş rengi seçiminin doğruluğu ile ilişkisini araştırdıkları çalışmalarında; ΔE_{00} algılanabilirlik eşiğini 0,8 ve ΔE_{00} kabul edilebilirlik eşiğini 1,8 değerlerine göre yorumlamışlardır (306). Bu tez çalışmamızın sonuçları, Paravina ve ark. 2015 yılında bildirdikleri CIEDE2000 değerlerine (PT=0,8 ve AT=1,8) göre yorumlanmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre; 1,0 mm ZLS kuronlara sahip tüm deney grupları (P1-ΔE_{00}=3,04, V1-ΔE_{00}=2,36, L1-ΔE_{00}=2,29, Z1-ΔE_{00}=1,88) klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin üzerindedir (ΔE_{00}>1,8). 1,5 mm ZLS kuronlara sahip deney grupları arasında da; PEEK kopingli grup (P2-ΔE_{00}=2,87) klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin üzerinde, LDS, PICN ve Zr kopingli gruplar (L2-ΔE_{00}=1,37, V2-ΔE_{00}=1,37, Z2-ΔE_{00}=1,34) ise algılanabilir eşik değerinin üzerinde olmakla beraber klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin altında sonuç göstermiştir (0,8<ΔE_{00}<1,8).

Dede ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, 3 farklı materyalden (zirkonya, altın-paladyum ve titanyum) abutment üzerine 1,5 mm kalınlığında farklı translusentliklerde (MO ve LT) LDS, alümina ve zirkonyum seramik örnekler kullanılmış, CIEDE2000 değerlerini belirlemek için spektrofotometrik ölçümler yapılmıştır. Zirkonyum ve altın-paladyum abutment üzerindeki seramikler için klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar gözlenirken, zirkonyumun implant destekli seramik restorasyonlar için en uygun abutment materyali olabileceği bildirilmiştir. Ayrıca titanyum abutmentlar üzerine yerleştirilen zirkonyum ve alümina seramiklerin klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi değerleri gösterdiği, ancak titanyum abutmentlar üzerine yerleştirilen LDS seramiklerin renk değişim değerlerinin (2,46-2,50) ise, klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin üzerinde sonuç gösterdiği tespit edilmiştir ($\Delta E_{00} > 2,25$). Sonuçta tüm örnekler alt tabakanın renginden etkilenmiştir (189). Çalışmamızda da benzer şekilde, Zr koping materyalinin kullanıldığı Z1'in 1,0 mm kalınlıkta üst yapıya sahip gruplar arasında en düşük ΔE_{00} (1,88±0,14) değeri gösterirken, LDS koping materyalinin kullanıldığı L1 grubunun ΔE_{00} değeri (2,29±0,19) klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin üzerinde bulunmuştur ($\Delta E_{00} >1,8$). Bu durumun zirkonyumun yüksek opasitesi ile titanyumu daha iyi maskeleme yeteneğinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Ongun ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada A2 rengindeki dört farklı CAD/CAM bloğundan (VITA Enamic, Lava Ultimate, GC Cerasmart ve VITA Mark II) 0,5 ve 1,0 mm kalınlığında 120 adet dikdörtgen kesit elde edilmiştir. Dentin rengini taklit eden (A3,5) bir kompozit, bir silikon indeks içerisinde tabakalanarak üretilmiştir. Dual-cure polimerize olan rezin simanın seçilen üç farklı tonu (A2, opak ve translusent), kompozit ve seramik örnekler optik bağlantı yardımı ile simante edilmiştir. Araştırmacılar seramik kalınlığı arttıkça ΔE_{00} değerinin azaldığını, genel olarak en yüksek ΔE_{00} değerinin (7,07±0,42) VITA Enamic bloğunun olduğu grupta gözlendiğini tespit etmiştir. Simanın rengi, restoratif materyalin tipi ve kalınlığının restorasyonun sonuç rengini önemli ölçüde etkilediğini belirten araştırmacılar, opak simanın daha düşük ΔE_{00} değerleri (1,71±0,16) gösterdiğini bildirmiştir (307). Bu tez çalışmasında da benzer şekilde, VITA Enamic bloğunun koping materyali olarak kullanıldığı grup V1'de diğer gruplara kıyasla daha yüksek ΔE_{00} değerleri (2,36±0,12) elde edilmiştir. VITA Enamic; Al_2O_3, ZrO_2 ve TiO_2 gibi çok sayıda metal oksit içerdiğinden seramiğin ışık iletimini azaltabilmektedir. Matris ve dolgu maddesi

arasında büyük orandaki kırılma indeksi uyuşmazlıkları, materyalin opak olma eğilimini artırmakta ve bu durumlar da L^* değerleri üzerinde etkili olmaktadır. L^* değerlerinin renk koordinatlarındaki diğer parametreleri büyük oranda etkilenmektedir (308,309). Sonuç olarak, VITA Enamic materyalinin içeriği nedeniyle daha yüksek ΔE_{00} değeri (2,36±0,12) göstermiş olabileceği düşünülmüştür.

PEEK, metal içerikli yapılara kıyasla doğal diş rengine yakın bir görünüme sahiptir. Ancak optik açıdan incelendiğinde, PEEK materyalinden üretilen restorasyonlar düşük translüsensi ve grimsi pigmentasyon özellikleri nedeniyle estetik bölgede monolitik olarak kullanılması önerilmemekte ve mutlaka estetik bir malzeme ile kaplanması gerektiği belirtilmiştir (117,310). Çalışmamızda Celtra Duo kuronlar ile kaplanan PEEK kopinglerin sahip olduğu bu optik özellikler nedeniyle en yüksek ΔE_{00} (P1=3,05±0,18; P2=2,87±0,30) sonuçları gösterdiğini düşünmekteyiz. Stawarczyk ve ark. tarafından yapılan farklı kor materyalleri (PEEK, zirkonya, krom-kobalt-molibden alaşımı) üzerine hazırlanan farklı seramik veneer materyallerinin (VITA Mark II, IPS E.max CAD, LAVA Ultimate ve VITA Enamic) spektrofotometrik özelliklerinin incelendiği bir çalışmada, kor materyali olarak kullanılan PEEK'in CIELab sistem parametrelerine göre Zr ve Cr-Co-Mb (krom-kobalt-molibden) alaşımı gibi altın standart kor malzemelerle karşılaştırıldığında anlamlı bir farklılık göstermediğini bildirmişlerdir ($p<0,001$) (82). Bu çalışmadan farklı olarak CIEDE2000 formülü kullanılarak değerlendirilen çalışmamızda, PEEK'in koping materyali olarak kullanıldığı grup P1 ile Zr ve LDS'nin koping materyali olarak kullanıldığı Z1 ve L1 gruplar arasında anlamlı fark gözlenirken ($p<0.05$), VITA Enamic'in koping materyali olarak kullanıldığı grup V1 ile arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). Sonuçlar arasındaki farklılığın, renk ölçümlerinin değerlendirilmesinde farklı formüllerin kullanılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Son dönemlerde dental materyaller ile ilgili yapılan araştırmalarda, renk değişimlerinin ölçülmesi ve hesaplanması için sıklıkla tercih edilen CIEDE2000 renk sisteminde L^* parametresi, Munsell renk sistemindeki "value" değeri ile orantılıdır. Bu değer, rengin açıklık-koyuluk ya da siyah-beyaz karakterini oluşturur. Saf siyah rengin L^* değeri 0 iken, saf beyaz rengin L^* değeri 100'dür. L^* değeri arttıkça renk açılarak saf beyaza, azaldıkça koyulaşıp saf siyaha yaklaşır. Kılınç ve ark. tarafından

yapılan, farklı abutment materyallerinin implant destekli tam seramik restorasyonların final rengine etkilerinin değerlendirildiği çalışmada, saf titanyum abutment üzerindeki tam seramik restorasyon grubunda en düşük L^* değeri (79,82±1,16) elde edildiğini ve L^* değerindeki azalmanın materyalin parlaklığının azalması olarak yorumlanabileceğini bildirmişlerdir (188). Çalışmamızda ise, kuron materyalinin kalınlığı arttıkça tüm gruplarda L^* değerinin azaldığı, dolayısıyla parlaklığın azaldığını görülmüştür. Aynı zamanda tüm deney grupları seramik abutment tasarımını simüle eden kontrol gruplarından (K1-K2) daha yüksek L^* değeri göstermiştir. En yüksek L^* değerleri Z1 (89,32±0,26) ve Z2 (85,03±0,31) gruplarında tespit edilmiştir. Zirkonya koping kullanımının materyalin parlaklığının artmasını sağladığını, bunun da zirkonyanın polikristalin yapısına bağlı ortaya çıkan opasitesi ile ilişkili olduğunu düşünmekteyiz.

Rengin yoğunluğunu gösteren C^* değeri (chroma) ve rengin tonunu gösteren h^* değeri (hue) matematiksel olarak a^* ve b^* değerleri ile ilişkilidir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; C^* parametresi materyalin türünden ve kalınlığından etkilenmektedir. Kuron kalınlığının 1,0 mm olduğu gruplar arasında; P1 (15,35±0,29) ve V1 (15,23±0,23) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamakla birlikte, en yüksek C^* değerlerini göstermiştir. Kuron kalınlığının 1,5 mm olması ile bu değerler azalsa da, yine PEEK (P2; 14,65±0,27) ve Vita Enamic (V2; 14,43±0,33) koping içeren gruplar en yüksek C^* değerlerini göstermiştir. Tüm gruplar arasında en düşük C^* değerini IPS E.max CAD (L2; 11,23±0,19) grubu göstermiştir. Bu sonucun materyallerin translusensi farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bunu destekleyen bir çalışmada, iki farklı rezin siman renginin (A1 ve A3) LT (Düşük Translusensi) ve HT (Yüksek Translusensi) lityum disilikat seramik laminate veneerler üzerindeki renk değişimi, translusensi ve doygunluk etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında, rezin siman renginden bağımsız olarak, yüksek translusensi özellik gösteren HT-LDS (18,47±1,08) seramikler düşük translusensi gösteren LT-LDS (21,93±1,22) göre daha düşük doygunluk(chroma) değeri göstermiştir (311). Bu sonuç, bizim çalışmamız ile örtüşmektedir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre; h^* parametresi materyalin türünden ve kalınlığından etkilenmektedir. Tüm deney gruplarının h^* değerlerinde, kontrol gruplarına kıyasla (K1-K2) azalma görülmüştür. Kuron kalınlığının 1,0 mm olduğu

gruplar arasında; Z1 (97,93±0,20) en yüksek h^* değerini gösterirken, P1(95,01±0,20) ve V1 (94,95±0,16) en düşük h^* değerlerini göstermiştir. Kuron kalınlığının 1,5 mm olması ile tüm grupların h^* değerleri azalmakla birlikte; Z2 (97,23±0,38) en yüksek h^* değerini göstermiştir. Rengin tonunu gösteren h^* değeri, matematiksel ifadeyle "hue açısını" göstermekte olup, 0° $+a^*$ eksenine (kırmızı), 90° $+b^*$ eksenine (sarı), 180° $-a^*$ eksenine (yeşil) ve 270° $-b^*$ eksenine (mavi) karşılık gelmektedir. Çalışmamızda kalınlık artışıyla görülen h^* değerlerindeki azalma, tüm gruplardaki final restorasyon rengini $+b^*$ eksenine (sarı) yaklaştırmıştır. Materyaller arasında PEEK ve VITA Enamic içerikli gruplar daha belirgin sarı ton ile sonuçlanmıştır. Montero ve ark. nın seramik kalınlığı ve siman renginin simantasyon sonrası final renk tonuna etkisini inceledikleri çalışmalarında, seramik kalınlığının azalması ile alt tabakadaki renk tonunun (h^* değerinin) etkisinin arttığını ve final restorasyon rengini etkilediğini ifade etmişlerdir (312). Benzer şekilde bizim çalışmamızda da, koping materyallerinin birbirinden farklı hue değerlerinin final restorasyonun renk tonunu etkilediğini düşünmekteyiz.

Bu çalışmanın limitasyonları;

1. Kuru ve temiz bir alanda yapılan *in-vitro* testler, intraoral olarak restorasyonların maruz kaldığı tükürük, sıcaklık ve pH seviyesi gibi parametreleri yansıtmadığı için gerçek koşulları uygun şekilde simüle etmeyebilir.
2. Kuron restorasyon örneği olarak tek çeşit materyal tercih etmek yerine çeşitlilik artırılabilir ve farklı yüzey bitim işlemleri ile farklı optik sonuçlar elde edilebilir.
3. Materyallerin optik özelliklerini daha iyi bir şekilde analiz edebilmek için farklı kalınlıklarda ve farklı siman kombinasyonlarıyla , ağız içerisinde olduğu gibi konveks yüzeyler üzerinde, *in-vitro* veya *in-vivo* çalışmaların da yapılmasının uygun olduğu değerlendirilmektedir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında sınırlamalar dahilinde elde edilen bulgular değerlendirildiğinde;

1. ZLS materyali, hibrit abutmentları oluşturan koping materyallerinin renginden etkilenmektedir.
2. 1,0 mm kalınlıktaki üst yapıya sahip deney grupları arasında en yüksek ΔE_{00} değeri Grup P1 (ΔE_{00}=3,05±0,18)'de elde edilmiş olup, takiben Grup V1 (ΔE_{00}=2,36±0,12), Grup L1 (ΔE_{00}=2,29±0,19), Grup Z1 (ΔE_{00}=1,88±0,14) şeklinde sıralanmıştır.
3. 1,5 mm kalınlıktaki üst yapıya sahip deney grupları arasında ise, en yüksek ΔE_{00} değeri Grup P2 (ΔE_{00}=2,87±0,30)'de elde edilmiş olup, takiben Grup L2 (ΔE_{00}=1,37±0,09), Grup V2 (ΔE_{00}=1,37±0,15), Grup Z2 (ΔE_{00}=1,34±0,23) şeklinde sıralanmıştır.
4. Bütün gruplardaki renk değişimi algılanabilirlik eşiğinin üzerindedir (ΔE_{00} > 0,8).
5. Kuron kalınlığının artışı ile V2, Z2 ve L2 gruplarının ΔE_{00} değerleri kabul edilebilir eşik değerinin altında sonuçlar vermiştir (ΔE_{00}<1,8). Grup Z2 en düşük ΔE_{00} değeri (1,34±0,23) göstermekle beraber L2, V2 ve Z2 arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (p>0.05).
6. En fazla renk değişimi, her iki kalınlıkta da PEEK kopingli gruplarda görülmüştür. Grup P1 ve P2'nin ΔE_{00} değerleri (3,05±0,18; 2,87±0,30) kabul edilebilir eşik değerinin üzerindedir (ΔE_{00}>1,8).
7. ZLS kuron materyalinin kalınlığının artışı L^*, C^* ve h^* renk parametrelerini etkilemiştir.
8. 1,0 mm ZLS kuronlar ile en yüksek L^* değeri Z1 grubunda (89,32±0,26), en düşük L^* değeri V1 grubunda (88,31±0,44) görülmüştür. Kalınlık artışı ile, en yüksek L^* değeri Z2 grubunda (85,03±0,31), en düşük L^* değeri ise L2 grubunda (81,60±0,45) görülmüştür.

9. 1,0 mm ZLS kuronlar ile en yüksek C^* değeri P1 grubunda (15,35±0,29), en düşük C^* değeri Z1 grubunda (14,00±0,19) görülmüştür. Kalınlık artışı ile, en yüksek C^* değeri P2 grubunda (14,65±0,27), en düşük C^* değeri ise L2 grubunda (11,23±0,19) görülmüştür.
10. 1,0 mm ZLS kuronlar ile en yüksek h^* değeri Z1 grubunda (97,93±0,20), en düşük h^* değeri V1 grubunda (94,95±0,16) görülmüştür. Kalınlık artışı ile, en yüksek h^* değeri Z2 grubunda (85,03±0,31), en düşük h^* değeri ise L1 grubunda (94,15±0,27) görülmüştür.

Hibrit abutment tasarımlarını oluşturan materyallerin farklılığının, final restorasyon rengini etkilediğinden, estetik bir restorasyon için tercih edilen materyalin renk parametreleri göz önünde bulundurulmalıdır. Minimum kalınlıkta üretilen kuronlar altında en estetik hibrit abutment tasarımı zirkonyum koping ile elde edilmiştir. Kuron kalınlığı artırılarak çalışmadaki diğer materyallerle de kabul edilebilir bir estetik mümkündür. Ancak PEEK, en yüksek renk değişim değeri gösterdiğinden ZLS kuronlar ile kullanımı estetik açıdan önerilmemektedir.

KAYNAKLAR

1. Misch, C. E. (2005). *Dental Implant Prosthetics. 2nd ed., USA, Mosby, Inc.*
2. Linkow, L. I. (1961). Abutments for full mouth splinting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *11*(5), 920-924.
3. Branemark, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *50*(3), 399-410.
4. Lautenschlager, E. P., & Monaghan, P. (1993). Titanium and titanium alloys as dental materials. *International Dental Journal*, *43*(3), 245-253.
5. Kohal, R.-J., Att, W., Bächle, M., & Butz, F. (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*, *47*(1), 224-243.
6. Wen, B., Zhu, F., Li, Z., Zhang, P., Lin, X., & Dard, M. (2014). The osseointegration behavior of titanium-zirconium implants in ovariectomized rabbits. *Clinical Oral Implants Research*, *25*(7), 819-825.
7. Jokstad, A., Braegger, U., Brunski, J. B., Carr, A. B., Naert, I., & Wennerberg, A. (2003). Quality of dental implants. *International Dental Journal*, *53*(6), 409-443.
8. Misch, C. E., & Misch, C. M. (1992). Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *68*(5), 809-812.
9. Misch, C. E. (2009). *Dental İmplant Protezler* (Nobel Tıp).
10. The Glossary of Prosthodontic Terms. (2005). *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *94*(1), 10-92.
11. Abrahamsson, I., Berglundh, T., Glantz, P.-O., & Lindhe, J. (1998). The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*, *25*(9), 721-727.
12. Wittneben, J.-G., Joda, T., Weber, H.-P., & Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, *73*(1), 141-151.
13. Gültekin, P., & Turp, V. (2015). Kişiye özel dayanaklar. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont.*, *1*(1), 69-76.
14. Sailer, I., Philipp, A., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Hämmerle, C. H. F., & Zwahlen, M. (2009). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research*, *20*, 4-31.
15. Firidinoğlu, K., Toksavul, S., & Toman, M. (2007). İmplant Destekli Sabit Protezlerde Seramik Abutmant Kullanımı. *EÜ Dişhek Fak Derg*, *26*, 145-150.
16. ŞEN, N., & ÖLÇER US, Y. (2019). Abutment Selection for Implant Supported Fixed Prosthodontic Restorations. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, *25*(1), 104-112.
17. Karunagaran, S., Paprocki, G. J., Wicks, R., & Markose, S. (2013). A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *The Journal of the Tennessee Dental Association*, *93*(2), 18-24.
18. Krennmair, G., Seemann, R., Weinländer, M., Wegscheider, W., & Piehslinger, E. (2011). Implant-prosthodontic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *26*(5), 1043-1050.
19. Siu, A. S. C., Chow, J. K. F., Au Yeung, B. H. C., Linsley, C. S., & Wu, B. M. (2020). Treating an edentulous mandible with an implant-supported prosthesis with a shape-memory alloy abutment system. *the journal of prosthetic dentistry*, *123*(6), 775-780.
20. Michalakis, K., Hirayama, H., & Garefis, P. (2003). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*.
21. Hebel, K. S., & Gajjar, R. C. (1997). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *77*(1), 28-35.
22. Heitz-Mayfield, L., & Mombelli, A. (2014). The therapy of peri-implantitis: a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 325-345.
23. Üçtaşlı, S. (2015). İmplant Üstü Vida-Tutuculu veya Siman-Tutuculu Protetik Restorasyonlar: Güncel Yaklaşımlar. *Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi - Özel Konular*, *1*(2), 53-59.
24. Lee, A., Okayasu, K., & Wang, H. L. (2010). Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant dentistry*, *19*(1), 8-15.
25. Torrado, E., Ercoli, C., Mardini, M. al, Graser, G. N., Tallents, R. H., & Cordaro, L. (2004). A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *91*(6), 532-537.

26. Priest, G. (2005). Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, *63*(9 Suppl 2), 22-32.
27. Korsch, M., & Walther, W. (2015). Prefabricated Versus Customized Abutments: A Retrospective Analysis of Loosening of Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions. *The International journal of prosthodontics*, *28*(5), 522-526.
28. Çömlekoğlu, M. E., & Çömlekoğlu, M. D. (2016). *Bilgisayar Destekli Tasarım ile Üretilen Bireysel Seramik İmplant Dayanakları ve Dişeti-Restorasyon Estetiğine Etkileri*.
29. Edelhoff, D., Schweiger, J., Prandtner, O., Stimmelmayr, M., & Güth, J.-F. (2019). Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: Hybrid abutment crowns and material selection. *Quintessence international*, *50*(4), 260-269.
30. Andersson, B., Taylor, A., Lang, B. R., Scheller, H., Schärer, P., Sorensen, J. A., & Tarnow, D. (2001). Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study. *The International journal of prosthodontics*, *14*(5), 432-438.
31. Henriksson, K., & Jemt, T. (2003). Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *The International journal of prosthodontics*.
32. Klotz, M. W., Taylor, T. D., & Goldberg, A. J. (2011). Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *26*(5), 970-975.
33. Nouh, I., Kern, M., Sabet, A. E., Aboelfadl, A. K., Hamdy, A. M., & Chaar, M. S. (2019). Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns-A laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*, *30*(1), 90-98.
34. Kurbad, A., & Kurbad, S. (2013). CAD/CAM-based implant abutments. *International journal of computerized dentistry*, *16*(2), 125-141.
35. Mostafavi, A. S., Mojtahedi, H., & Javanmard, A. (2021). Hybrid Implant Abutments: A Literature Review. *European Journal of General Dentistry*, *10*(2), 106-115.
36. Yazigi, C., Kern, M., Chaar, M. S., Libecki, W., & Elsayed, A. (2020). The influence of the restorative material on the mechanical behavior of screw-retained hybrid-abutment-crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *111*, 103988.
37. Elsayed, A., Wille, S., Al-Akhali, M., & Kern, M. (2018). Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clinical Oral Implants Research*, *29*(1), 20-27.
38. Conejo, J., Kobayashi, T., Center, R. S., Blatz, M. B., & Anadioti, E. (2017). Evantia Anadioti, DDS MSc Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*ogy, 139-146.
39. Ferrari, M., Tricarico, M. G., Cagidiaco, M. C., Vichi, A., Gherlone, E. F., Zarone, F., & Sorrentino, R. (2016). 3-Year Randomized Controlled Prospective Clinical Trial on Different CAD-CAM Implant Abutments. *Clinical implant dentistry and related research*, *18*(6), 1134-1141.
40. Hulterström, M., & Nilsson, U. (1991). Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *6*(4), 475-480.
41. Sartori, I. A. de M., Ramos, C. M., Faot, F., da Silva, L. M., Valgas, L., & Borges, A. F. S. (2013). Mechanical behavior of NiCr and NiCrTi alloys for implant prosthetic components. *Brazilian Dental Science*, *16*(2), 37-43.
42. de Torres, É. M., Rodrigues, R. C. S., de Mattos, M. da G. C., & Ribeiro, R. F. (2007). The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *Journal of dentistry*, *35*(10), 800-805.
43. Ormianer, Z., & Schiroli, G. (2006). Maxillary single-tooth replacement utilizing a novel ceramic restorative system: results to 30 months. *The Journal of oral implantology*, *32*(4), 190-199.
44. Schiroli, G. (2004). Single-tooth implant restorations in the esthetic zone with PureForm ceramic crowns: 3 case reports. *The Journal of oral implantology*, *30*(6), 358-363.
45. Shafie, H. R. (2023). *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments. 1st ed., USA, Wiley,Inc.*
46. Mehl, C. J., Okano, N., Ludwig, K., & Kern, M. (2016). Retention of bonded titanium copings fixed to implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*, *115*(1), 26-34.
47. Fenton, R. R. W. (1996). Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int*, *27*, 40-408.
48. Atsü, S., Aksan, M., & Bulut, A. (2019). Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium

Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, *34*(3), 622-630.
49. Hornbrook, D. (2015). Case report using the "H" abutment: achieving esthetics, strength, and predictability for the anterior implant. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, *36*(3), 192, 194-198, 200-201.
50. Gehrke, P., Johannson, D., Fischer, C., Stawarczyk, B., & Beuer, F. (2015). In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *30*(3), 546-554.
51. Mascarenhas, F., Yilmaz, B., McGlumphy, E., Clelland, N., & Seidt, J. (2017). Load to failure of different zirconia implant abutments with titanium components. *The Journal of prosthetic dentistry*, *117*(6), 749-754.
52. Author, C., & Professor, A. Implant Abutment Selection Criteria. *Acta Scientific Dental Sciences*, 2581-4893.
53. Cooper, L. F., Stanford, C., Feine, J., & McGuire, M. (2016). Prospective assessment of CAD/CAM zirconia abutment and lithium disilicate crown restorations: 2.4 year results. *The Journal of prosthetic dentistry*, *116*(1), 33-39.
54. Glauser, R. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3):285-90.
55. Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, *20*(1), 1-25.
56. Bağrıvatan, G. N., Çelik, M., Çilingir, A., Bayraktar, G. (2015). Estetik İmplant Dayanaklar. *Journal of Ege University School of Dentistry*, *36*(2), 60-66.
57. Vanlıoğlu B, Özkan Y. (2012). Estetik Bölgede İmplant-Üstü Restorasyonlarda Güçlendirilmiş Seramik Dayanaklar. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, *5*, 58-64.
58. Günal, B., Ulusoy, M., Durmayüksel, T. M., Kurtulmuş Yılmaz, S. (2015). Seramik Abutmentlerin Mekanik, Biyolojik Ve Estetik Açıdan Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *25*(10), 148-156.
59. Çelik, M., Bural, C., Bayrakdar, G. (2015). Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *24*(Supplement 8), 106-116.
60. von Maltzahn, N. F., Holstermann, J., Kohorst, P. (2016). Retention Forces between Titanium and Zirconia Components of Two-Part Implant Abutments with Different Techniques of Surface Modification. *Clinical implant dentistry and related research*, *18*(4), 735-744.
61. Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, M., Diş Tedavisi, P. A., Esaslı Tam Seramik Restorasyonlarda Görülen Komplikasyonlar Gülfem Ergün, Z., Şahin, Z. (2018). Zirkonya Esaslı Tam Seramik Restorasyonlarda Görülen Komplikasyonlar. *Cumhuriyet Dental Journal*, *21*(1), 70-84.
62. Gautam, C., Joyner, J., Gautam, A., Rao, J., & Vajtai, R. (2016). Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton transactions (Cambridge, England : 2003)*, *45*(48), 19194-19215.
63. Nakamura, K., Kanno, T., Milleding, P., & Ortengren, U. (2010). Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *The International journal of prosthodontics*.
64. Naveau, A., Rignon-Bret, C., & Wulfman, C. (2019). Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *The Journal of prosthetic dentistry*, *121*(5), 775-781.
65. Carvalho, M. A., Sotto-Maior, B. S., del Bel Cury, A. A., & Pessanha Henriques, G. E. (2014). Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, *112*(5), 1096-1102.
66. Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, *101*(7), 1209-1216.
67. Panayotov, I. V., Orti, V., Cuisinier, F., & Yachouh, J. (2016). Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. *Journal of materials science. Materials in medicine*, *27*(7).
68. Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, *28*(32), 4845-4869.
69. Nieminen, T., Kallela, I., Wuolijoki, E., Kainulainen, H., Hiidenheimo, I., & Rantala, I. (2008). Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. *Journal of biomedical materials research. Part A*, *84*(2), 377-383.
70. Katzer, A., Marquardt, H., Westendorf, J., Wening, J. v., & von Foerster, G. (2002). Polyetheretherketone - Cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*, *23*(8), 1749-1759.

71. Wang, H., Xu, M., Zhang, W., Kwok, D. T. K., Jiang, J., Wu, Z., & Chu, P. K. (2010). Mechanical and biological characteristics of diamond-like carbon coated poly aryl-ether-ether-ketone. *Biomaterials*, *31*(32), 8181-8187.
72. Ma, R., & Tang, T. (2014). Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International journal of molecular sciences*, *15*(4), 5426-5445.
73. Sheiko, N., Kékicheff, P., Marie, P., Schmutz, M., Jacomine, L., & Perrin-Schmitt, F. (2016). PEEK (polyether-ether-ketone)-coated nitinol wire: Film stability for biocompatibility applications. *ApSS*, *389*, 651-665.
74. Bathala, L., Majeti, V., Rachuri, N., Singh, N., & Gedela, S. (2019). The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry – A Review. *Journal of Medicine and Life*, *12*(1), 5.
75. Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*, *60*(1), 12-19.
76. Nakahara, I., Takao, M., Bandoh, S., Bertollo, N., Walsh, W. R., & Sugano, N. (2013). In vivo implant fixation of carbon fiber-reinforced PEEK hip prostheses in an ovine model. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, *31*(3), 485-492.
77. Rees, J. S., & Jacobsen, P. H. (1993). The elastic moduli of enamel and dentine. *Clinical Materials*, *14*(1), 35-39.
78. Sano, H., Ciucchi, B., & Matthews, W. G. (1994). Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *Journal of dental research*, *73*(6), 1205-1211.
79. Costa-Palau, S., Torrents-Nicolas, J., Brufau-De Barberà, M., & Cabratosa-Termes, J. (2014). Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, *112*(3), 680-682.
80. Bae, S. Y., Park, J. Y., Jeong, I. do, Kim, H. Y., Kim, J. H., & Kim, W. C. (2017). Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *Journal of prosthodontic research*, *61*(2), 106-112.
81. Maló, P., de Araújo Nobre, M., Moura Guedes, C., Almeida, R., Silva, A., Sereno, N., & Legatheaux, J. (2018). Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clinical implant dentistry and related research*, *20*(5), 692-702.
82. Stawarczyk, B., Schmid, P., Roos, M., Eichberger, M., & Schmidlin, P. (2016). Spectrophotometric Evaluation of Polyetheretherketone (PEEK) as a Core Material and a Comparison with Gold Standard Core Materials. *Materials*, *9*(6), 491.
83. Ierardo, G., Luzzi, V., Lesti, M., Vozza, I., Brugnoletti, O., Polimeni, A., & Bossù, M. (2017). Peek polymer in orthodontics: A pilot study on children. *Journal of clinical and experimental dentistry*, *9*(10), e1271-e1275.
84. Lee, K. S., Shin, J. H., Kim, J. E., Kim, J. H., Lee, W. C., Shin, S. W., & Lee, J. Y. (2017). Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. *BioMed research international*, *2017*.
85. Guess, P. C., Att, W., & Strub, J. R. (2012). Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clinical implant dentistry and related research*, *14*(5), 633-645.
86. Cho, H.-W., Dong, J.-K., Jin, T.-H., Oh, S.-C., Lee, H.-H., & Lee, J.-W. (2002). A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics*, *15*(1), 9-13.
87. Heydecke, G., Sierraalta, M., & Razzoog, M. E. (2002). Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *The International journal of prosthodontics*, *15*(5), 488-493.
88. Fischer, H., & Marx, R. (2002). Fracture toughness of dental ceramics: Comparison of bending and indentation method. *Dental Materials*, *18*(1), 12-19.
89. Otto, T., & de Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *The International Journal of Prosthodontics*, *15*(2), 122-128.
90. 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*(3), 227-235.
91. Sailer, I., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M., & Hämmerle, C. H. F. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clinical oral implants research*, 86-96.
92. Conrad, H. J., Seong, W. J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, *98*(5), 389-404.

93. *http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/cadcam-materials/?tab=254.*
94. *VitaBlocs. Product Information. VITA, BadSäckingen, Germany. April 2015. www.vita-zahnfabrik.com/en/ VITABLOCS-Mark-II-25030,27568,85234.html*
95. Kelly, J. R., Nishimura, I., & Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, *75*(1), 18-32.
96. Giordano, R. A. (1996). Dental ceramic restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, *17*(8), 779-782, 784.
97. Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2004). Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, *13*(3), 141-149.
98. Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R., & Anusavice, K. J. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry*, *28*(7), 529-535.
99. *http://www.ivoclarvivadent.us/empress/documents/ empresscad_broch.pdf.*
100. Reich, S., & Hornberger, H. (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, *88*(1), 44-49.
101. Rosenstiel, SF., Land, MF., & Fujimoto, J. (2006). *Contemporary fixed prosthodontics* (4th Edition). Mosby.
102. Taskonak, B., Mecholsky, J. J., & Anusavice, K. J. (2005). Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials*, *26*(16), 3235-3241.
103. *Vita-Suprinity. Product Information. VITA, BadSäckingen, Germany. June 2013. https://www.vita-zahnfabrik.com/ en/VITA-SUPRINITY-27559,27568,85238.html.*
104.*https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/pim/manufacturer/Prosthetics/CAD___CAM/Materials/ ZLS___High_Strength_Glass/Celtra_DUO/091002- Celtra-Duo-Dentist-Brochure-o4rbhni-en-1508.pdf.*
105. Conrad, H. J., Seong, W. J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *98*(5), 389-404.
106. Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, *88*(1), 10-15.
107. Fradeani, M., & Redemagni, M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, *33*(7), 503-510.
108. Sundh, A., & Sjögren, G. (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of oral rehabilitation*, *31*(7), 682-688.
109. Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L., & Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *21*(5), 454-463.
110. Ongun, S., Kurtulmus-Yilmaz, S., Meriç, G., Ulusoy, M. (2018). A Comparative Study on the Mechanical Properties of a Polymer-Infiltrated Ceramic-Network Material Used for the Fabrication of Hybrid Abutment. *Materials (Basel, Switzerland)*, *11*(9).
111. Tuncelli, F. B., Şen, N. (2017). Cad/Cam Restorasyonlarmm Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, *23*(2), 109-115.
112. Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, *30*(5), 564-569.
113. *https://www.vita-zahnfabrik.com/en/CAD/CAM-fabrication/Implant-supportedrestorations/VITA-ENAMIC-IS-38678,27568.html.*
114. Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., Finger, W. J., & Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*, *33*(5), 705-710.
115. *Vita-CAD-Temp-multiColor. Product Information. VITA, BadSäckingen, Germany. May 2014. https://www. vita-zahnfabrik.com/en/VITA-CAD-Temp-multiColor25330,27568,85241.html.* (t.y.).
116. *Telio CAD. Scientific Documentation. Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein. April 2010. http://www. ivoclarvivadent.us/en-us/products/chairside-cad_camblocks/telio-cad.* (t.y.).
117. Heimer, S., Schmidlin, P. R., & Stawarczyk, B. (2017). Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical oral investigations*, *21*(4), 1191-1200.
118. Zeighami, S., Mirmohammadrezaei, S., Safi, M., & Falahchai, S. M. (2017). The Effect of Core and Veneering Design on the Optical Properties of Polyether Ether Ketone. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, *25*(4), 201-208.

119. Kunzelmann, K. H., Jelen, B., Mehl, A., & Hickel, R. (2001). Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *International journal of computerized dentistry*, *4*(3), 171-184.
120. Stamatacos, C., & Simon, J. F. (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, *34*(1), 42-44, 46.
121. Jivraj, S. A., Kim, T. H., & Donovan, T. E. (2006). Selection of luting agents, part 1. *Journal of the California Dental Association*, *34*(2), 149-160.
122. Dietschi, D., & Spreafico, R. (1997). *Adhesive Metal Free Restorations*. Quintessence.
123. White, S. N., Yu, Z., & Kipnis, V. (1992). Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*, *68*(3), 476-481.
124. Bektaş, Ö. Ö., Siso, Ş. H., Eren, D. (t.y.). Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *27*(2), 117-124.
125. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi* (Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, & Aksu L, Ed.). AÜ Basımevi.
126. Manso, A. P., Silva, N. R. F. A., Bonfante, E. A., Pegoraro, T. A., Dias, R. A., & Carvalho, R. M. (2011). Cements and Adhesives for All-Ceramic Restorations. *Dental Clinics of North America*, *55*(2), 311-332.
127. Makkar, S., & Malhotra, N. (2017). Self-adhesive resin cements: a new perspective in luting technology, *40*(9), 758-768.
128. Ebeid, K., Wille, S., Hamdy, A., Salah, T., El-Etreby, A., & Kern, M. (2014). Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials*, *30*(12), e419-e424.
129. Türk, A. G., Ulusoy, M., Önal, B., Dişhekimliği, E. Ü., Protetik, F., Tedavisi, D., Dalı, A., İzmir, B., & Restoratif, F. (2014). İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar The use of composite resin cements for indirect restorations. *EÜ Dişhek Fak Derg*, *35*(2), 1-8.
130. Vanderlei, A., Passos, S. P., Özcan, M., Bottino, M. A., & Valandro, L. F. (2013). Durability of Adhesion between Feldspathic Ceramic and Resin Cements: Effect of Adhesive Resin, Polymerization Mode of Resin Cement, and Aging. *Journal of Prosthodontics*, *22*(3), 196-202.
131. Powers JM, Sakaguchi RL, & Craig RG. (2012). *Craig's restorative dental materials* (Powers JM, Sakaguchi RL, & Craig RG, Ed.). Elsevier Mosby.
132. De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*, *84*(2), 118-132.
133. Tay, F. R., Gwinnett, J. A., & Wei, S. H. (1997). The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxylic acid monomers. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *13*(2), 118-127.
134. Santos, G. C., Santos, M. J. M. C., & Rizkalla, A. S. (2009). Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *Journal (Canadian Dental Association)*, *75*(5), 379-384.
135. Reis, A. F., Oliveira, M. T., Giannini, M., De Goes, M. F., & Rueggeberg, F. A. (2003). The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin. *Operative dentistry*, *28*(6), 700-706.
136. Simon, J. F., & Darnell, L. A. (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, *33*(1), 28-30, 32, 34-35; quiz 36, 38.
137. Burgess, J. O., Ghuman, T., & Cakir, D. (2010). Self-adhesive resin cements. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, *22*(6), 412-419.
138. Carville, R., & Quinn, F. (2008). The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of the Irish Dental Association*, *54*(5), 218-222.
139. Salz, U., Zimmermann, J., & Salzer, T. (2005). Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *The journal of adhesive dentistry*, *7*(1), 7-17.
140. Frankenberger, R., Krämer, N., & Petschelt, A. (2000). Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Operative dentistry*, *25*(4), 324-330.
141. Carvalho, R. M., Pegoraro, T. A., Tay, F. R., Pegoraro, L. F., Silva, N. R. F. A., & Pashley, D. H. (2004). Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *Journal of dentistry*, *32*(1), 55-65.
142. Cheong, C., King, N. M., Pashley, D. H., Ferrari, M., Toledano, M., & Tay, F. R. (2003). Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Operative dentistry*, *28*(6), 747-755.
143. Christensen, G. J. (2007). Should resin cements be used for every cementation? *Journal of the American Dental Association (1939)*, *138*(6), 817-819.

144. Miyazaki, M., Hinoura, K., Honjo, G., & Onose, H. (2002). Effect of self-etching primer application method on enamel bond strength. *American journal of dentistry*, *15*(6), 412-416.
145. Sensat, M. L., Brackett, W. W., Meinberg, T. A., & Beatty, M. W. (2002). Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the suppression of dentinal cold sensitivity. *The Journal of prosthetic dentistry*, *88*(1), 50-53.
146. Cekic, I., Ergun, G., Lassila, L. V. J., & Vallittu, P. K. (2007). Ceramic-dentin bonding: effect of adhesive systems and light-curing units. *The journal of adhesive dentistry*, *9*(1), 17-23.
147. Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z. R., & Ferrari, M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *The journal of adhesive dentistry*, *10*(4), 251-258.
148. Parlar Öz, Ö., Seçilmiş, A., & Aydin, C. (t.y.). Adezyon ve Rezin Simanlar Adhesion and Resin Cements. *ADO Klinik Bilimler Dergisi Journal of Clinical Sciences*.
149. Ferracane, J. L., Stansbury, J. W., & Burke, F. J. T. (2011). Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation*, *38*(4), 295-314.
150. Kahvecioğlu, F., Ülker, H. E., Demir, N., Günaydın, N. (2018). Kendinden Bağlanabilen Farklı Adeziv Rezin Simanların Sitotoksisitelerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, *35*(2), 44-48.
151. Hofmann, N., Hugo, B., Schubert, K., & Klaiber, B. (2000). Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clinical oral investigations*, *4*(3), 140-147.
152. Van Landuyt, K. L., Nawrot, T., Geebelen, B., De Munck, J., Snauwaert, J., Yoshihara, K., Scheers, H., Godderis, L., Hoet, P., & Van Meerbeek, B. (2011). How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *27*(8), 723-747.
153. el-Badrawy, W. A., & el-Mowafy, O. M. (1995). Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, *73*(6), 515-524.
154. Rueggeberg, F. A. (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, *87*(4), 364-379.
155. Ferrari, M., Vichi, A., & Feilzer, A. (2022). *Materials and luting cements for indirect restorations*. 95-107.
156. Chu, S., Devigus, A., Mieleszko, A., & Paravina, R. (2019). *Fundamentals of Color: Shade Matching and Communication in Esthetic Dentistry* (2nd ed.). Quintessence Publishing.
157. Paravina, R. D., & Powers, J. M. (2004). *Esthetic color training in dentistry*. Elsevier Mosby.
158. Brewer, J. D., Wee, A., & Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*, *48*(2), 341-358.
159. Ristic, I., Stankovic, S., & Paravina, R. D. (2016). Influence of Color Education and Training on Shade Matching Skills. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, *28*(5), 287-294.
160. Önal, B., Recen, D., & Türkün, L. Ş. (2015). Restoratif diş hekimliğinde renk seçimi. *Turkiye Klinikleri Journal of Restorative Dentistry-Special Topics*, *1*(3), 21-27.
161. Vadher, R., Parmar, G., Kanodia, S., Chaudhary, A., Kaur, M., & Savadhariya, T. (2014). Basics of Color in Dentistry: A Review. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences (IOSR-JDMS) e-ISSN*, *13*(9), 78-85.
162. Billmeyer, F. W., & Saltzman, M. (1981). *Principles of Color Technology*. Wiley.
163. Bleicher, S. (2012). *Contemporary color: Theory and Use*.
164. Chang, J. Y., Chen, W. C., Huang, T. K., Wang, J. C., Fu, P. S., Chen, J. H., & Hung, C. C. (2012). Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the Munsell color system and dental colorimeter. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, *28*(9), 490-494.
165. Terry, D. A., Geller, W., Tric, O., Anderson, M. J., Tourville, M., & Kobashigawa, A. (t.y.). Anatomical form defines color: function, form, and aesthetics. *Practical procedures & aesthetic dentistry : PPAD*, *14*(1), 59-67; quiz 68.
166. International Commission on Illumination. (2018). *Colorimetry CIE 015:2018*. 103.
167. Kurt, M., Turhan Bal, B., Bal, C. (2016). Actual Methods of Color Measurement: A Systematic Review. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, *22*(2), 130-146.
168. Pecho, O. E., Ghinea, R., Alessandretti, R., Pérez, M. M., & Della Bona, A. (2016). Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *32*(1), 82-92.
169. Luo, M. R., Cui, G., & Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research and Application*, *26*(5), 340-350.

170. Perez, M. D. M., Ghinea, R., Herrera, L. J., Ionescu, A. M., Pomares, H., Pulgar, R., & Paravina, R. D. (2011). Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of dentistry*, *39 Suppl 3*(Suppl. 3).
171. Müdüroğlu, R., Çongara Kivrak, T., & Nalçaci, A. (2018). Methods And Devices Used In Color Determination. *Cumhuriyet Dental Journal*, *21*(1).
172. Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W., & Childressd, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *80*(6), 642-648.
173. Seghi, R. R., Hewlett, E. R., & Kim, J. (1989). Visual and Instrumental Colorimetric Assessments of Small Color Differences on Translucent Dental Porcelain. *Journal of Dental Research*, *68*(12), 1760-1764.
174. Paravina, R. D., & Powers, J. M. (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry*. Mosby.
175. Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L., & Wee, A. G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of prosthetic dentistry*, *101*(3), 193-199.
176. Lee, Y. K., Lim, B. S., Kim, C. W., & Powers, J. M. (2001). Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, *13*(3), 179-186.
177. Schmitter, M., Mussotter, K., & Hassel, A. J. (2008). Interexaminer reliability in the clinical measurement of L*C*h* values using a laminar spectrophotometer. *The International journal of prosthodontics*, *21*(5), 422-424.
178. Park, J.-H., Lee, Y.-K., & Lim, B.-S. (2006). Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *96*(6), 402-411.
179. Sengez, G. (2019). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dent J*; 6: 213-220.
180. Wee, A. G., Rang, E. Y., Johnston, W. M., & Seghi, R. R. (2000). Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. *Journal of esthetic dentistry*, *12*(5), 271-280.
181. Khurana, R., Tredwin, C. J., Weisbloom, M., & Moles, D. R. (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British dental journal*, *203*(12), 675-680.
182. Blaes, J. (2002). Today's technology improves the shade-matching problems of yesterday. J Indiana Dent Assoc.; *81*(4), 17-19.
183. Sagel, P. A., & Gerlach, R. W. (2007). Application of digital imaging in tooth whitening randomized controlled trials. *American journal of dentistry*, *20 Spec No A*, 7A-14A.
184. Wee, A. G., Lindsey, D. T., Kuo, S., & Johnston, W. M. (t.y.). *Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry*.
185. Jarad, F. D., Russell, M. D., & Moss, B. W. (2005). The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *British dental journal*, *199*(1), 43-49.
186. Dede, D. Ö., Armaganci, A., Ceylan, G., Çankaya, S., & Çelk, E. (2013). Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta odontologica Scandinavica*, *71*(6), 1570-1578.
187. Thoma, D. S., Brandenberg, F., Fehmer, V., Knechtle, N., Hämmerle, C. H., & Sailer, I. (2016). The Esthetic Effect of Veneered Zirconia Abutments for Single-Tooth Implant Reconstructions: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *18*(6), 1210-1217.
188. Kılınç, H., Şanal, F. A., Turgut, S. (2020). Evaluation of the Effect of Different Abutment Materials on the Final Color of Implant Supported Full Ceramic Restorations. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, *26*(3), 426-433.
189. Dede, D. Ö., Armağanci, A., Ceylan, G., Celik, E., Cankaya, S., & Yilmaz, B. (2016). Influence of implant abutment material on the color of different ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *116*(5), 764-769.
190. Lee, J.-H., Park, J.-M., Park, E.-J., Koak, J.-Y., Kim, S.-K., & Heo, S.-J. (2016). Comparison of Customized Abutments Made from Titanium and a Machinable Precious Alloy. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *31*(1), 92-100.
191. Elsayed, A., Wille, S., Al-Akhali, M., & Kern, M. (2017). Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*, *117*(4), 499-506.
192. Roberts, E. E., Bailey, C. W., Ashcraft-Olmscheid, D. L., & Vandewalle, K. S. (2018). Fracture Resistance of Titanium-Based Lithium Disilicate and Zirconia Implant Restorations. *Journal of Prosthodontics*, *27*(7), 644-650.
193. Güngör, M. B., Karakoca Nemli, S., Yılmaz, H., & Aydın, C. (t.y.). *Fracture resistance of different implant supported ceramic abutment/crown systems*.
194. Pitta, J., Hicklin, S., Fehmer, V., Boldt, J., Gierthmuehlen, P., & Sailer, I. (2019). Mechanical Stability of Zirconia Meso-abutments Bonded to Titanium Bases Restored with Different Monolithic All-Ceramic Crowns. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, *34*(5), 1091-1097.

195. Pitta, J., Hjerppe, J., Burkhardt, F., Fehmer, V., Mojon, P., & Sailer, I. (2021). Mechanical stability and technical outcomes of monolithic CAD/CAM fabricated abutment-crowns supported by titanium bases: An in vitro study. *Clinical oral implants research*, *32*(2), 222-232.
196. Abi-Rached, F. de O., Fonseca, R. G., Haneda, I. G., de Almeida-Júnior, A. A., & Adabo, G. L. (2012). The effect of different surface treatments on the shear bond strength of luting cements to titanium. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *108*(6), 370-376.
197. Akin, H., Tugut, F., Topcuoglu, S., & Kirmali, O. (2013). Effects of sandblasting and laser irradiation on shear bond strength of low-fusing porcelain to titanium. *The journal of adhesive dentistry*, *15*(1), 55-63.
198. Degirmenci, K., & Saridag, S. (2020). Effect of different surface treatments on the shear bond strength of luting cements used with implant-supported prosthesis: An *in vitro* study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *12*(2), 75.
199. Ozcan, M., Pfeiffer, P., & Nergiz, I. (1998). A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *29*(11), 713-724.
200. Ates, S. M., Korkmaz, F. M., Caglar, I. S., Duymus, Z. Y., Turgut, S., & Bagis, E. A. (2017). The effect of ultrafast fiber laser application on the bond strength of resin cement to titanium. *Lasers in Medical Science*, *32*(5), 1121-1129.
201. Sahu N, Lakshmi N, Azhagarasan NS, Agnihotri Y, Rajan M, Hariharan R. (2014). Comparison of The Effect of Implant Abutment Surface Modifications on Retention of Implant-Supported Restoration with A Polymer Based Cement. *Journal Of Clinical And Diagnostic Research*.
202. El-Helbawy, N., El-Hatery, A., & Ahmed, M. (2016). Comparison of Oxygen Plasma Treatment and Sandblasting of Titanium Implant-Abutment Surface on Bond Strength and Surface Topography. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 555-562.
203. Ustun, O., Akar, T., & Kirmali, O. (2019). A Comparative Study of Laser Irradiation Versus Sandblasting in Improving the Bond Strength of Titanium Abutments. *Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery*, *37*(8), 465-472.
204. Pitta, J., Burkhardt, F., Mekki, M., Fehmer, V., Mojon, P., & Sailer, I. (2021). Effect of airborne-particle abrasion of a titanium base abutment on the stability of the bonded interface and retention forces of crowns after artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *126*(2), 214-221.
205. Xinran, L., Fehmer, V., Sailer, I., Mojon, P., Liu, F., & Pjetursson, B. (2020). Influence of Different Cements on the Color Outcomes of Titanium-Based Lithium Disilicate All-Ceramic Crowns and Peri-implant Soft Tissue. *The International Journal of Prosthodontics*, *33*(1), 63-73.
206. Cardenas, A. M., Siqueira, F., Hass, V., Malaquias, P., Gutierrez, M. F., Reis, A., Perdigão, J., & Loguercio, A. D. (2017). Effect of MDP-containing Silane and Adhesive Used Alone or in Combination on the Long-term Bond Strength and Chemical Interaction with Lithium Disilicate Ceramics. *Journal of Adhesive Dentistry*, *19*(3).
207. Ebert, T., Elsner, L., Hirschfelder, U., & Hanke, S. (2016). Shear bond strength of brackets on restorative materials. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, *77*(2), 73-84.
208. Gehrke, P., Alius, J., Fischer, C., Erdelt, K. J., & Beuer, F. (2014). Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 920-925.
209. Wiedenmann, F., Liebermann, A., Spintzyk, S., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2019). Influence of Different Cleaning Procedures on Tensile Bond Strength Between Zirconia Abutment and Titanium Base. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *34*(6), 1318-1327.
210. Freifrau von Maltzahn, N., Bernard, S., & Kohorst, P. (2019). Two-part implant abutments with titanium and ceramic components: Surface modification affects retention forces-An in-vitro study. *Clinical oral implants research*, *30*(9), 903-909.
211. *https://manuals.sirona.com/home.HomeDmsDocument.download.html?id=43296.* (t.y.).
212. Vazouras, K., Gholami, H., Margvelashvili-Malament, M., Kim, Y. J., Finkelman, M., & Weber, H. P. (2022). An Esthetic Evaluation of Different Abutment Materials in the Anterior Maxilla: A Randomized Controlled Clinical Trial Using a Crossover Design. *Journal of Prosthodontics*, *31*(8), 673-680.
213. Martínez-Rus, F., Prieto, M., Salido, M., Madrigal, C., Özcan, M., & Pradíes, G. (2017). A Clinical Study Assessing the Influence of Anodized Titanium and Zirconium Dioxide Abutments and Peri-implant Soft Tissue Thickness on the Optical Outcome of Implant-Supported Lithium Disilicate Single Crowns. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *32*(1), 156-163.
214. Nossair, S. A., Aboushelib, M. N., & Morsi, T. S. (2015). Fracture and Fatigue Resistance of Cemented versus Fused CAD-on Veneers over Customized Zirconia Implant Abutments. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, *24*(7), 543-548.
215. Patel, N. (2010). Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *141 Suppl 2*, 20S-24S.

216. Ali, R. (2018). Effect of cyclic fatigue on the failure load of screw and cement-retained CAD/CAM implant crowns. *Boston University Libriaries.*
217. Roberts, E. E., Bailey, C. W., Ashcraft-Olmscheid, D. L., & Vandewalle, K. S. (2018). Fracture Resistance of Titanium-Based Lithium Disilicate and Zirconia Implant Restorations. *Journal of Prosthodontics*, *27*(7), 644-650.
218. Thilagar, P., Sampathkumar, J., Krishnan, C., Ramakrishnan, H., Ramasubramanian, H., & Azhagarasan, N. (2019). Comparative Evaluation of the Masking Ability of Lithium Disilicate Ceramic with Different Core Thickness on the Shade Match of Indirect Restorations over Metallic Substrate: An In vitro Study. *Contemporary clinical dentistry*, *10*(1), 56-63.
219. Vohra, F., Alnajashi, S., Aljardi, A., Al Deeb, M., Al Deeb, L., Al Ahdal, K., Maawadh, A. M., Al-Hamdan, R. S., Alhenaki, A. M., AlHelal, A., Alresayes, S., Al-Aali, K. A., & Abduljabbar, T. (2020). Color Masking Ability of Lithium Disilicate Ceramic for Titanium Alloy Implant Abutments. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*, *10*(6), 852-857.
220. Zhou, S., Shao, L., Wang, L., Yi, Y., Deng, B., & Wen, N. (2012). Masking Ability of IPS e.max ALL-Ceramics System of HO Series. *Key Engineering Materials*, *512-515*, 1784-1787.
221. Della Bona, A., Kelly, J. R. (2008). The Clinical Success Of All-Ceramic Restorations. *The Journal Of The American Dental Association*, *139* (9 Suppl.), S8-S13.
222. Kurbad, A. (2016). Final restoration of implants with a hybrid ceramic superstructure. *International journal of computerized dentistry*, *19*(3), 257-279.
223. Ünalan Değirmenci, B., Rasool, F. W. (2021). Evaluating the masking ability of CAD/CAM hybrid ceramics with different thicknesses. *International Dental Research*, *11*(2), 114-120.
224. Quek, S. H. Q., Yap, A. U. J., Rosa, V., Tan, K. B. C., & Teoh, K. H. (2018). Effect of staining beverages on color and translucency of CAD/CAM composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *30*(2), E9-E17.
225. Türksayar, A., Bulut, A., & Atsü, S. (2022). Evaluation of the Effect of Different Abutment Materials on the Final Color of the Restoration After Aging: An In Vitro Study. *The International Journal of Prosthodontics*, *35*(5), 676-683.
226. Ayyadanveettil, P., Thavakkara, V., Latha, N., Pavanan, M., Saraswathy, A., & Kuruniyan, M. S. (2022). Randomized clinical trial of zirconia and polyetheretherketone implant abutments for single-tooth implant restorations: A 5-year evaluation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *128*(6), 1275-1281.
227. Carrillo De Albornoz, A., Vignoletti, F., Ferrantino, L., Cárdenas, E., De Sanctis, M., & Sanz, M. (2014). A randomized trial on the aesthetic outcomes of implant-supported restorations with zirconia or titanium abutments. *Journal of Clinical Periodontology*, *41*(12), 1161-1169.
228. Arif, R., Yilmaz, B., Mortazavi, A., Ozcelik, T. B., & Johnston, W. M. (2018). Effect of metal opaquer on the final color of 3 ceramic crown types on 3 abutment configurations. *The Journal of prosthetic dentistry*, *120*(3), 375-381.
229. Martínez-Rus, F., Prieto, M., Salido, M., Madrigal, C., Özcan, M., & Pradíes, G. (2017). A Clinical Study Assessing the Influence of Anodized Titanium and Zirconium Dioxide Abutments and Peri-implant Soft Tissue Thickness on the Optical Outcome of Implant-Supported Lithium Disilicate Single Crowns. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *32*(1), 156-163.
230. Sari, T., Ural, C., Yüzbasioglu, E., Duran, I., Cengiz, S., & Kavut, I. (2018). Color match of a feldspathic ceramic CAD-CAM material for ultrathin laminate veneers as a function of substrate shade, restoration color, and thickness. *The Journal of prosthetic dentistry*, *119*(3), 455-460.
231. da Silva, L. H., de Lima, E., Miranda, R. B. de P., Favero, S. S., Lohbauer, U., & Cesar, P. F. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, *31*, 133-146.
232. Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., & Grozdanov, A. (2018). Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, *6*(9), 1742.
233. Elsaka, S. E., & Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *32*(7), 908-914.
234. Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., Ilie, N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of prosthetic dentistry*, *113*(6), 534-540.
235. Subaşı, M. G., Alp, G., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, *71*, 38-42.
236. Aljanobi, G., & Al-Sowygh, Z. H. (2020). The Effect of Thermocycling on the Translucency and Color Stability of Modified Glass Ceramic and Multilayer Zirconia Materials. *Cureus*, *12*(2).

237. Bacchi, A., Boccardi, S., Alessandretti, R., & Pereira, G. K. R. (2019). Substrate masking ability of bilayer and monolithic ceramics used for complete crowns and the effect of association with an opaque resin-based luting agent. *Journal of Prosthodontic Research*, *63*(3), 321-326.
238. Alfouzan, A. F., Al-Otaibi, H. N., Labban, N., Taweel, S. M. al, Al-Tuwaijri, S., & Algazlan, A. M. S. (2020). Influence of thickness and background on the color changes of CAD/CAM dental ceramic restorative materials. *Materials Research Express*, *7*(5), 055402.
239. Chen, J. R., Oka, K., Kawano, T., Goto, T., & Ichikawa, T. (2010). Carbon dioxide laser application enhances the effect of silane primer on the shear bond strength between porcelain and composite resin. *Dental materials journal*, *29*(6), 731-737.
240. Abdelhamid Hafez, P., Elgabarouny, mosaad, Abdelgawad, latifa, & shebl, amr. (2020). Effect of Surface Treatments on the Color Change and Shear Bond Strength of Porcelain Laminate Veneer. *Dental Science Updates*, *1*(1), 15-22.
241. Kurtulmus-Yilmaz, S., Cengiz, E., Ongun, S., & Karakaya, I. (2019). The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Prosthodontics*, *28*(2), e496-e503.
242. Salem, A., & Mohsen, C. (2020). Effect of surface treatments on color of machinable ceramics. *Journal of Modern Research*, *0*(0), 0-0.
243. Dentsply Sirona Inc. (2018). *Celtra® Duo. Zirconia - Reinforced Lithium Silicate (ZLS). Guidelines for processing Celtra Duo.*
244. Abdulkader, K. F., Elnaggar, G. A. E., & Kheiralla, L. S. (2020). Shear bond strength of cemented zirconia-reinforced lithium silicate ceramics (Celtra Duo) with two surface treatments (in vitro study). *Journal of Adhesion Science and Technology*; 35(6):1-17.
245. Aboushelib, M. N., & Sleem, D. (2014). Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *The journal of adhesive dentistry*, *16*(6), 547-552.
246. Sato, T. P., Anami, L. C., Melo, R. M., Valandro, L. F., & Bottino, M. A. (2016). Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Operative dentistry*, *41*(3), 284-292.
247. Ongun, S., Kurtulmus-Yilmaz, S., Meriç, G., & Ulusoy, M. (2018). A Comparative Study on the Mechanical Properties of a Polymer-Infiltrated Ceramic-Network Material Used for the Fabrication of Hybrid Abutment. *Materials*, *11*(9), 1681.
248. Schabbach, L. M., dos Santos, B. C., De Bortoli, L. S., Fabris, D., Fredel, M. C., & Henriques, B. (2023). Translucent multi-layered zirconia: Sandblasting effect on optical and mechanical properties. *Dental Materials*, *39*(9), 807-819.
249. Instruction for use & technical data CopraPeek. http://www.white-peaks-dental.com/wp-content/uploads/2016/04/e_CopraPeek_Instructions_for_use_Rev_0.pdf (t.y.).
250. Vichi, A., Ferrari, M., & Davidson, C. L. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of prosthetic dentistry*, *83*(4), 412-417.
251. Douglas, R. D., Przybylska, M., Douglas, R. D., & Przybylska, M. (1999). Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *82*(2), 143-149.
252. Shokry, T. E., Shen, C., Elhosary, M. M., & Elkhodary, A. M. (2006). Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, *95*(2), 124-129.
253. Barath, V. S., Faber, F. J., Westland, S., & Niedermeier, W. (2003). Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Advances in dental research*, *17*, 55-60.
254. Alfouzan, A. F., Al-Otaibi, H. N., Labban, N., al Taweel, S. M., Al-Tuwaijri, S., Algazlan, A. S., & Tashkandi, E. A. (2020). Influence of thickness and background on the color changes of CAD/ CAM dental ceramic restorative materials. *Mater. Res. Express*, *7*, 55402.
255. Chaiyabutr, Y., Kois, J. C., LeBeau, D., & Nunokawa, G. (2011). Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, *105*(2), 83-90.
256. Tabatabaian, F., Jafari, A., Namdari, M., & Mahshid, M. (2019). Influence of coping and veneer thickness on the color of zirconia-based restorations on different implant abutment backgrounds. *The Journal of prosthetic dentistry*, *121*(2), 327-332.
257. Subaşı, M. G., Alp, G., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, *71*, 38-42.
258. Çakmak, G., Donmez, M. B., Kashkari, A., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2021). Effect of thickness, cement shade, and coffee thermocycling on the optical properties of zirconia reinforced lithium silicate ceramic. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *33*(8), 1132-1138.

259. Zarone, F., Ruggiero, G., Leone, R., Breschi, L., Leuci, S., & Sorrentino, R. (2021). Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. *Journal of Dentistry*, *109*, 103661.
260. Sieper, K., Wille, S., & Kern, M. (2017). Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *74*, 342-348.
261. Almeida, J. R., Schmitt, G. U., Kaizer, M. R., Boscato, N., & Moraes, R. R. (2015). Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*, *114*(2), 272-277.
262. Koishi, Y., Tanoue, N., Atsuta, M., & Matsumura, H. (2002). Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites. *Journal of oral rehabilitation*, *29*(4), 387-393.
263. Ural, Ç., Duran, İ., Tatar, N., Öztürk, Ö., Kaya, İ., & Kavut, İ. (2016). The effect of amine-free initiator system and the polymerization type on color stability of resin cements. *Journal of oral science*, *58*(2), 157-161.
264. Marchionatti, A. M. E., Wandscher, V. F., May, M. M., Bottino, M. A., & May, L. G. (2017). Color stability of ceramic laminate veneers cemented with light-polymerizing and dual-polymerizing luting agent: A split-mouth randomized clinical trial. *The Journal of prosthetic dentistry*, *118*(5), 604-610.
265. Kim, A.-R., Jeon, Y.-C., Jeong, C.-M., Yun, M.-J., & Huh, J.-B. (2015). Effect of Accelerated Aging on the Color Stability of Dual-Cured Self-Adhesive Resin Cements. *Journal of Korean Dental Science*, *8*(2), 49-56.
266. Giti, R., Barfei, A., & Mohaghegh, M. (2019). The influence of different shades and brands of resin-based luting agents on the final color of leucite-reinforced veneering ceramic. *The Saudi Dental Journal*, *31*(2), 284.
267. Ozisci, O., & Kucukesmen, H. C. (2022). Evaluation of color change before and after polymerization of laminate veneer restorations: A clinical study. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, *25*(6), 841.
268. Turgut, S., & Bagis, B. (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, *109*(3), 179-186.
269. Niu, E., Agustin, M., & Douglas, R. D. (2014). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *The Journal of prosthetic dentistry*, *111*(1), 42-50.
270. Yamalı, Y., Güngör, M. B., Nemli, S. K., & Bal, B. T. (2023). The effects of cement thickness and cement shade on the final color of lithium disilicate crowns. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *15*(2), 93.
271. Lee, T. H., Lee, Y. S., & Park, W. H. (2016). The study on the color stability of resin cement used in all ceramic crown. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, *42*(1), 41-48.
272. Arif, R., Yilmaz, B., Mortazavi, A., Ozcelik, T. B., & Johnston, W. M. (2018). Effect of metal opaquer on the final color of 3 ceramic crown types on 3 abutment configurations. *The Journal of prosthetic dentistry*, *120*(3), 375-381.
273. Jirajariyavej, B., Wanapirom, P., & Anunmana, C. (2018). Influence of implant abutment material and ceramic thickness on optical properties. *The Journal of prosthetic dentistry*, *119*(5), 819-825.
274. Dede, D. Ö., Ceylan, G., & Yilmaz, B. (2017). Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, *117*(4), 539-544.
275. Dede, D. Ö., Sahin, O., Özdemir, O. S., Yilmaz, B., Celik, E., & Köroğlu, A. S. (2017). Influence of the color of composite resin foundation and luting cement on the final color of lithium disilicate ceramic systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, *117*(1), 138-143.
276. Niu, E., Agustin, M., & Douglas, R. D. (2014). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *111*(1), 42-50.
277. Chen, X. D., Hong, G., Xing, W. Z., & Wang, Y. N. (2015). The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *Journal of prosthodontic research*, *59*(3), 172-177.
278. Chang, J., da Silva, J. D., Sakai, M., Kristiansen, J., & Ishikawa-Nagai, S. (2009). The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of dentistry*, *37*(12), 937-943.
279. Alp, G., Subası, M. G., Johnston, W. M., Yılmaz, 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.
280. Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S. H., Chandrasekaran, I., & Johnston, W. M. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, *115*(1), 71-75.
281. Kang, W., Park, J. K., Kim, S. R., Kim, W. C., & Kim, J. H. (2018). Effects of core and veneer thicknesses on the color of CAD-CAM lithium disilicate ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, *119*(3), 461-466.

282. Ghinea, R., Ugarte-Alvan, L., Yebra, A., Pecho, O. E., Paravina, R. D., & Perez, M. D. M. (2011). Influence of surface roughness on the color of dental-resin composites. *Journal of Zhejiang University. Science. B*, *12*(7), 552.
283. 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, *120*(1), 107-113.
284. *Celtra Duo Brochure, EN. Available from: https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/pim/manufacturer/Restorative/Indirect_Restoration/Ceramics/CAD_CAM_Ceramics/CELTRA_DUO/ BRO_Celtra_Duo_EN_2017_08.pdf.* (t.y.).
285. Aysan İ., Uçar Y., Üşümez, A. (2011). Üç Farklı Kaide Materyalinin Farklı Solüsyonlardaki Renk Stabilitesinin Karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *2011*(3), 219-225.
286. Tung, F. F., Goldstein, G. R., Jang, S., & Hittelman, E. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *88*(6), 585-590.
287. Judeh, A., & Al-Wahadni, A. (2009). A comparison between conventional visual and spectrophotometric methods for shade selection. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *40*(9), e69-79.
288. Igiel, C., Lehmann, K. M., Ghinea, R., Weyhrauch, M., Hangx, Y., Scheller, H., & Paravina, R. D. (2017). Reliability of visual and instrumental color matching. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, *29*(5), 303-308.
289. 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. *International journal of computerized dentistry*, *12*(3), 247-263.
290. Llena, C., Lozano, E., Amengual, J., & Forner, L. (2011). Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *Journal of Contemporary Dental Practice*, *12*(1), 19-23.
291. Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L., & Wee, A. G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *101*(3), 193-199.
292. Lagouvardos, P. E., Fougia, A. G., Diamantopoulou, S. A., & Polyzois, G. L. (2009). Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *101*(1), 40-45.
293. Dozić, A., Kleverlaan, C. J., El-Zohairy, A., Feilzer, A. J., & Khashayar, G. (2007). Performance of Five Commercially Available Tooth Color-Measuring Devices. *Journal of Prosthodontics*, *16*(2), 93-100.
294. Gregor, L., Krejci, I., di Bella, E., Feilzer, A. J., & Ardu, S. (2016). Silorane, ormocer, methacrylate and compomer long-term staining susceptibility using ΔE and ΔE 00 colour-difference formulas. *Odontology*, *104*(3), 305-309.
295. Gómez-Polo, C., Muñoz, M. P., Lorenzo Luengo, M. C., Vicente, P., Galindo, P., & Martín Casado, A. M. (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *115*(1), 65-70.
296. Salas, M., Lucena, C., Herrera, L. J., Yebra, A., della Bona, A., & Pérez, M. M. (2018). Translucency thresholds for dental materials. *Dental Materials*, *34*(8), 1168-1174.
297. Ghinea, R., Pérez, M. M., Herrera, L. J., Rivas, M. J., Yebra, A., & Paravina, R. D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, *38*, e57-e64.
298. Pecho, O. E., Ghinea, R., Alessandretti, R., Pérez, M. M., & della Bona, A. (2016). Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *32*(1), 82-92.
299. Pecho, O. E., Pérez, M. M., Ghinea, R., & della Bona, A. (2016). Lightness, chroma and hue differences on visual shade matching. *Dental Materials*, *32*(11), 1362-1373.
300. Perez, M. del M., Ghinea, R., Herrera, L. J., Ionescu, A. M., Pomares, H., Pulgar, R., & Paravina, R. D. (2011). Dental ceramics: A CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry*, *39*, e37-e44.
301. Commission Internationale de l'Eclairage. *CIE 15: CIE Technical Report: Colorimetry. 3rd ed2004: 20-2.v*. (t.y.).
302. Azer, S. S., Rosenstiel, S. F., Seghi, R. R., & Johnston, W. M. (2011). Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*, *106*(3), 179-183.
303. Seghi, R. R., Johnston, W. M., & O'brien, W. J. (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of dental research*, *68*(12), 1755-1759.
304. O'Brien, WJ. (2002). *Dental materials and their selection* (WJ. O'Brien, Ed.; 3rd ed.). Quintessence Publishing Co.

305. Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., Sakai, M., Takahashi, H., Tashkandi, E., & del Mar Perez, M. (2015). Color Difference Thresholds in Dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *27*(S1), S1-S9.
306. Suliman, S., Sulaiman, T. A., Olafsson, V. G., Delgado, A. J., Donovan, T. E., & Heymann, H. O. (2019). Effect of time on tooth dehydration and rehydration. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, *31*(2), 118-123.
307. Ongun, S., Önöral, Ö., & Günal-Abduljalil, B. (2021). Evaluation of shade correspondence between current monolithic CAD/CAM blocks and target shade tab by considering the influence of cement shade and restorative material thickness. *Odontology*, *109*(2), 393-402.
308. Haas, K., Azhar, G., Wood, D. J., Moharamzadeh, K., & van Noort, R. (2017). The effects of different opacifiers on the translucency of experimental dental composite resins. *Dental Materials*, *33*(8), e310-e316.
309. Duarte, S., Sartori, N., & Phark, J. H. (2016). Ceramic-Reinforced Polymers: CAD/CAM Hybrid Restorative Materials. *Current Oral Health Reports*, *3*(3), 198-202.
310. Seferli, Z. (2020). PEEK Polimerinin Dişhekimliğinde Kullanımı. *Selcuk Dental Journal*.
311. Hernandes, D. K. L., Arrais, C. A. G., de Lima, E., Cesar, P. F., & Rodrigues, J. A. (2016). Influence of resin cement shade on the color and translucency of ceramic veneers. *Journal of Applied Oral Science*, *24*(4), 391.
312. Montero, J., & Gómez-Polo, C. (2016). Effect of ceramic thickness and cement shade on the final shade after bonding using the 3D master system: a laboratory study. *Clinical and Experimental Dental Research*, *2*(1), 57.