

T.C.
UŞAK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**TEKRARLANAN FIRINLAMA İŞLEMİNİN ZİRKONYA
KRONLARIN MARJİNAL UYUM VE OPTİK ÖZELLİKLERİNE
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Arş. Gör. Ayşegül ÜÇDAL ASLAN

Kasım/2024

UŞAK

T.C.
UŞAK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**TEKRARLANAN FIRINLAMA İŞLEMİNİN ZİRKONYA
KRONLARIN MARJİNAL UYUM VE OPTİK ÖZELLİKLERİNE
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Arş. Gör. Ayşegül ÜÇDAL ASLAN

DANIŞMAN

Doç. Dr. Bengisu YILDIRIM

2024

UŞAK

JÜRİ ONAYI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı öğrencisi Ayşegül ÜÇDAL ASLAN' ın “Tekrarlanan fırınlama işleminin zirkonya kronların marjinal uyum ve optik özelliklerine etkisinin araştırılması” adlı tezi 08.11.2024 tarihinde, aşağıdaki jüri tarafından Uşak Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca, Uzmanlık Tezi olarak değerlendirilerek kabul edilmiştir.

Jüri	Adı Soyadı	İmza
Danışman	: Doç. Dr. Bengisu YILDIRIM	
Üye	: Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR	
Üye	: Dr. Öğr. Üyesi Aysıla TEKELİ ŞİMŞEK	

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı
Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Arş. Gör. Ayşegül ÜÇDAL ASLAN



ÖZET

Son yıllarda protetik rehabilitasyonlar için en çok tercih edilen seramik materyallerden biri haline gelen zirkonyanın, klinik başarıyı sağlayabilmesi için, üretim sonrası laboratuvar işlemlerinden olabildiğince az etkilenmesi gerekmektedir. Çalışmamızın amacı, üretim sonrası sıklıkla uygulanan işlemlerden biri olan tekrarlanan fırınlama işleminin, implant üstü tek üye monolitik zirkonya restorasyonların marjinal uyumuna ve optik özelliklerine etkisini incelemektir.

Çalışmamızda, 24 numaralı bölgede implant analogu (Evosoft, Türkiye marka) bulunan üst çene modeli kullanılmıştır. Model içerisindeki analog parçaya oturacak şekilde dijital ölçü postu yerleştirildikten sonra, Trios 3 (3 Shape, Danimarka) cihazı kullanılarak firmanın önerdiği tarama stratejilerine uygun şekilde dijital ölçüler alınmıştır. Bir tasarım programı olan Exocad (Align Technology Inc., ABD) yardımıyla tarama verilerine uygun kron ve dayanak tasarımı dijital olarak hazırlanmıştır. Frezeleme işlemi sonrası elde edilen restorasyonlar sinterlenmiş ve n=12 olacak şekilde toplamda 12 adet zirkonya kron (IPS e.max ZirCAD Prime, Schaan, Liechtenstein) ve 1 adet zirkon ti-base (Evosoft, Türkiye) üzeri dayanak elde edilmiştir. Sinterizasyon işlemi tamamlanmış olan kronlar, sırayla bireysel dayanak üzerine yerleştirilerek stereomikroskop (Leica Model M80, Almanya) altında x16 büyütmede, her kron için belirlenen bukkal, palatinal, mesial ve distal yüzlerden görüntü alınmıştır. Aynı zamanda, klinik spektrofotometre cihazı olan Vita Easyshade V (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanılarak renk ve translüsensi ölçümleri yapılmıştır. Renk ve translüsensi parametresi olarak, her malzeme için ideal siyah, beyaz ve gri day üzerinde aynı renk arka plan kullanılarak optik temasta CIEDE2000 renk farkı (ΔE_{00}) incelenmiştir. Glazür (IPS Ivocolor, Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein) fırınlaması sonrasında (T1), 3. fırınlama sonrası (T2), ve 5. fırınlama sonrası (T3) ölçümler tekrarlanmıştır. Elde edilen verilerin istatistiksel analizinde Tekrarlı Ölçümler ANOVA (F ve Greenhouse-Geisser İstatistiği) testi, normal dağılım olmadığında Friedman testi kullanılmıştır. Marjinal uyum ölçüm bulgularında, bukkal, palatinal ve mesial yüzeyler için istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p < 0,05$), distal yüzey için anlamlı fark bulunamamıştır ($p > 0,05$). ΔE_{00} renk ölçüm bulguları arasında istatistiksel anlamda anlamlı fark bulunamazken ($p > 0,05$), l*

ve b* değerlerinde anlamlı farklar bulunmuştur ($p < 0,05$). Translüsensi ölçüm bulguları arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir ($p < 0,001$).

Çalışmanın sonuçlarına göre, tekrarlanan fırınlama işleminin monolitik zirkonya restorasyonların, uyum ve estetik değerlerini etkileyebileceği tespit edilmiştir. Bu nedenle, restorasyonlara mümkün olduğunca az sayıda fırınlama işlemi uygulanması önerilmektedir.

Anahtar Kelimeler : dental marjinal uyum, zirkonyum, renk

Sayfa Adedi : 106

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Bengisu YILDIRIM



ABSTRACT

In recent years, zirconia has emerged as one of the most favored ceramic materials for prosthetic rehabilitation. To achieve clinical success, zirconia should be influenced minimally by laboratory processes after manufacturing of it. The objective of this study is to investigate the effects of repeated firing - a commonly performed procedure following production - on the marginal fit and optical properties of implant-supported single unit monolithic zirconia.

In this study, a maxillary model incorporating an implant analog positioned in tooth number 24 was utilized. A digital impression post was positioned to align with the analog component within the model, and digital impressions were obtained using an intra oral scanner Trios 3 (3Shape, Denmark), in accordance with the scanning protocols recommended by the manufacturer. Digital designs for the crown and abutment were created based on the scanning data using a design software called Exocad (Align Technology Inc., USA). Following the milling process, a total of 12 zirconia crowns (IPS E.max ZirCAD Prime, Schaan, Liechtenstein) and one zirconia ti-base (Evosoft, Turkey) abutment were fabricated (n=12). The sintered crowns were then placed sequentially on individual abutments and examined under a stereomicroscope (Leica Model M80, Germany) at x 16 magnification, capturing images from the defined buccal, palatal, mesial, and distal surfaces for each crown. Color and translucency measurements were conducted using the Vita Easyshade V (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), a clinical spectrophotometer. To evaluate color and translucency parameters, the CIEDE2000 color difference (ΔE_{00}) was measured under optical contact, employing a consistent color background of ideal black, white, and grey for each material. Measurements were repeated after glaze firing (T1), the third firing (T2), and the fifth firing (T3). For the statistical analysis of the obtained data, Repeated Measures ANOVA (F and Greenhouse-Geisser statistics) was employed when normal distribution was present; otherwise, the Friedman test was applied.

The results indicated statistically significant differences in marginal fit measurements among the buccal, palatal, and mesial surfaces ($p < 0.05$), while no significant difference was observed for the distal surface ($p > 0.05$). Although ΔE_{00} color measurement findings did not reveal statistically significant differences ($p > 0.05$),

significant differences were noted in the l^* and b^* values ($p < 0,05$). Additionally, statistically significant differences were identified in translucency measurement results ($p < 0,001$).

The findings of this study, suggest that the repeated firing process may have an impact on the fit and esthetic qualities of monolithic zirconia restorations. Therefore, it is recommended to minimize the number of firing processes applied to restorations whenever feasible.

Keywords: Dental marginal adaptation, zirconium, color

Number of Pages: 106

Thesis Advisor: Assoc. Prof. Dr. Bengisu YILDIRIM

TEŞEKKÜR

Öncelikle, tezimin danışmanlığını üstlenen, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum sayın hocam **Doç. Dr. Bengisu YILDIRIM'a**, derin bilgi ve tecrübeleriyle uzmanlık eğitimim boyunca sağladığı değerli desteği için,

Tez çalışmamızı Bilimsel Araştırmalar Projeleri (BAP) kapsamında destekleyen **Uşak Üniversitesi B. A. P. Birimine**,

Bilgi ve tecrübeleri ile, gösterdiği akademik duruşuyla, meslek hayatım boyunca her zaman örnek alacağım değerli hocam sayın **Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR'e**,

Klinik anlamda sunduğu destek ve ilham verici görüşleri için **Dr. Öğr. Üyesi Aysıla TEKELİ ŞİMŞEK'e**,

Klinik eğitimime sağladığı değerli katkıları ve cesaretlendirici tavsiyeleri için **Dr. Öğr. Üyesi Ogun ÇELİKKOL'a**,

Uzmanlık eğitimim boyunca, mesleki tecrübelerini ve birikimlerini bizlerle paylaşan tüm kıymetli hocalarım, **Uşak Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri'ne**,

Uşak'a geldiğim ilk günden bugüne, zor günlerimde ve güzel günlerimde samimi dostluğuyla daima yanımda olan, karşılıklı ünitlerde çalışmaktan büyük keyif aldığım ve benim için kliniğin neşesi olan sevgili arkadaşım **Fatma Şehide ERCAN'a** birlikte biriktirdiğimiz tüm anılar için,

Yine Uşak'a geldiğim ilk günlerden beri, iyi ve kötü tüm zamanlarımda daima yanımda olan, beraber eğlenmeyi çok sevdiğim sevgili arkadaşım **Cansel KIRKGÖZ'e** güzel dostluğu için,

Ortak duygularda buluşabildiğim ve uzmanlık eğitimimin bana kazandırdığı samimi dostlarımdan biri olduğu için sevgili arkadaşım **Betül CESUR ÇİLOĞLU'na**

Beraber geçirdiğimiz eğitim sürecinde, birlikte her zaman “bir yolunu” bulduğumuz ve merhametli kalbinden çok şey öğrendiğim sevgili meslektaşım ve arkadaşım **Fatmanur ÇOLAK'a**

*Hayatım boyunca, yanımda değillerken bile daima arkamda olduklarından emin olacağım, sevgili ağabeylerim **Çağatay ÜÇDAL ve Hakan ÜÇDAL'a,***

*Küçük bir kız çocuğuyken tanıdığım ve o günden beri hayatımda oldukları için kendimi çok şanslı hissettiğim, öz ablalarım **Emine ÜÇDAL ve Süreyya ÜÇDAL'a,***

*Çoğu duyguyu ilk kez onlarda yaşadığım, bebekliklerinden büyümelerine kadar her adımlarını sevgi ve heyecanla izlediğim biricik yeğenlerim; **Özge Can, Mustafa Kaan, Tuğçe Naz, Göktuğ ve Elif ÜÇDAL'a***

*Her zaman yanımda olan, bugünlere gelmemde büyük emekleri olan, evlatları olmaktan gurur ve mutluluk duyduğum annem **Sermin ÜÇDAL** ve babam **Nevzat ÜÇDAL'a***

*Sevgisi ve desteğiyle en büyük cesaret kaynağım olan, tüm zorlukları benim için daha çekilebilir ve kolay hale getirmeyi başaran yol arkadaşım, sevgili eşim **Bilal ASLAN'a***

SONSUZ TEŞEKKÜRLER.

İÇİNDEKİLER TABLOSU

JÜRİ ONAYI.....	i
TEZ BİLDİRİMİ	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR	vii
İÇİNDEKİLER TABLOSU	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
RESİMLER DİZİNİ	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xv
SİMGELER VE KISALTMALAR	xvi
1 GİRİŞ.....	1
2 GENEL BİLGİLER	3
2.1 Dental Seramikler.....	3
2.1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi.....	3
2.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı.....	3
2.2 Tam Seramikler	4
2.2.1 CAD/CAM Sistemleri	5
2.2.1.1 Oksit Seramikler	6
2.2.1.1.1 Alüminyum Oksit Seramikler.....	6
2.2.1.1.2 Zirkonyum Oksit seramikler	6
2.3 Zirkonya Restorasyonlar	6
2.3.1 Monolitik Zirkonya Restorasyonlar.....	6
2.3.2 İttriyum ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya (Y-TZP):	7
2.3.3 Modern Zirkonya Sınıflaması.....	8

2.3.4	Sinterizasyon ve Fırınlama	11
2.4	İmplant Üstü Dayanaklar	14
2.5	Marjinal Uyum.....	18
2.5.1	İmplant Üstü Protezlerde Marjinal Uyum	19
2.5.2	Marjinal Uyum Ölçüm Teknikleri	20
2.6	Diş Hekimliğinde Renk.....	22
2.6.1	Cisimlerin Optik Özellikleri	22
2.6.2	Renk Sistemleri	23
2.6.2.1	Munsell Renk Sistemi	24
2.6.2.2	CIEXYZ Renk Sistemi	26
2.6.2.3	CIELab Renk sistemi.....	27
2.6.2.4	CIEDE2000 Renk Sistemi	29
2.6.3	Renk Ölçüm Yöntemleri	29
2.6.3.1	Görsel Ölçüm.....	29
2.6.3.2	Enstrümantal Ölçüm	31
3	GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1	Referans Modelin Hazırlanması:	37
3.2	Dijital Ölçülerin Alınması:	37
3.3	Çalışma Gruplarının Oluşturulması:.....	39
3.4	Akrilik Jiglerin Oluşturulması:	40
3.5	Marjinal Uyumun Değerlendirilmesi:	41
3.6	Day Modellerin Oluşturulması:	44
3.7	Renk ve Translüsensi Değerlerinin Ölçülmesi:	44
3.8	İstatistiksel Analiz:	46
4	BULGULAR	47
4.1	Marjinal Uyum Ölçüm Bulguları	47

4.2	Renk Ölçüm Bulguları.....	61
4.3	Translüsensi Ölçüm Bulguları.....	67
5	TARTIŞMA.....	70
6	SONUÇ VE ÖNERİLER.....	86
	KAYNAKLAR	87
	ÖZGEÇMİŞ	105



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Renk ölçüm cihazları.....	31
Çizelge 3.1. Kullanılan cihazlar.....	35
Çizelge 3.2. Kullanılan materyaller.....	36
Çizelge 4.1. T0 aşaması marjinal uyum ölçüm bulguları.....	47
Çizelge 4.2. T1 aşaması marjinal uyum ölçüm bulguları.....	47
Çizelge 4.3. T2 aşaması marjinal uyum ölçüm bulguları.....	48
Çizelge 4.4. T3 aşaması marjinal uyum ölçüm bulguları.....	48
Çizelge 4.5. Marjinal uyum değerlerinin karşılaştırması.....	49
Çizelge 4.6. Renk ölçüm değerleri.....	61
Çizelge 4.7. L,a,b ölçümlerinin dağılımları ve karşılaştırılması.....	63
Çizelge 4.8. Renk değişimi ölçümleri.....	65
Çizelge 4.9. Renk değişimi ölçümlerinin dağılımları.....	66
Çizelge 4.10. Translüsensi Parametresi ölçüm sonuçları.....	67

RESİMLER DİZİNİ

Resim 2.1. Tetragonal ve monoklinik birim hücre yapıları	7
Resim 2.2. Translüsensi geçişi	10
Resim 2.3. Gradyan teknolojisi ile üretilen restorasyon katmanları	11
Resim 2.4. Sinterizasyon cihazı	13
Resim 2.5. Fırınlama cihazı.....	14
Resim 2.6. Titanyum dayanak.....	14
Resim 2.7. Altın dayanak	15
Resim 2.8. Zirkonya dayanak.....	16
Resim 2.9. Hibrit dayanak tasarımı	17
Resim 2.10. Peek dayanak.....	18
Resim 2.11. Marjinal ve internal uyum için ölçüm pozisyonlarını gösteren şema	18
Resim 2.12. Renk uzayının üç boyutu, Munsell renk uzayı	24
Resim 2.13. Dalga boyu 400 nm (mor) ila 700 nm (kırmızı) arasında değişen görünür ışık spektrumu. (Gün ışığı koşullarında eşit enerji spektrumunun görsel olarak en algılanabilir bölgesi.)	25
Resim 2.14. Munsell renk sistemi	26
Resim 2.15. CIEXYZ renk sistemi.....	26
Resim 2.16. a ve b renk değerlerinin değişimi	27
Resim 2.17. L,a,b değerlerinin renk uzayında gösterimi.....	28
Resim 2.18. VITA classical renk skalası.....	30
Resim 2.19. VITA Toothguide 3D-Master Renk Skalası	31
Resim 2.20. Kolorimetre cihazı.....	32
Resim 2.21. Spektrofotometre	33
Resim 3.1. Dijital ölçülerin alınması.....	38
Resim 3.2. Bireysel dayanak tasarlanması	38
Resim 3.3. Kron tasarım aşaması	39
Resim 3.4. Frezeleme cihazı.....	39
Resim 3.5. Sinterizasyon cihazı	40
Resim 3.6. Bireysel dayanağın ti-base üzerine simantasyonu.....	40
Resim 3.7. Akrilik jigler	41

Resim 3.8. Glazür işleminin fırça yardımıyla uygulanması	42
Resim 3.9. Fırınlama işlemi	42
Resim 3.10. Marjinal uyum değerlerinin Image J programı ile ölçülmesi	43
Resim 3.11. Day modeller	44
Resim 3.12. Day modeller üzerine yerleştirilmiş kronlar	44
Resim 3.13. Spektrofotometre cihazı	45
Resim 3.14. Renk ve translüsensi değerlerinin spektrofotometre ile ölçülmesi	45
Resim 3.15. Gereç ve yöntem şablonu	46
Resim 4.1.1. Bukkal yüzey T0 ölçümü	51
Resim 4.1.2. Bukkal yüzey T1 ölçümü	51
Resim 4.1.3. Bukkal yüzey T2 ölçümü	52
Resim 4.1.4. Bukkal yüzey T3 ölçümü	52
Resim 4.2.1. Palatinal yüzey T0 ölçümü	53
Resim 4.2.2. Palatinal yüzey T1 ölçümü	53
Resim 4.2.3. Palatinal yüzey T2 ölçümü	54
Resim 4.2.4. Palatinal yüzey T3 ölçümü	54
Resim 4.3.1. Mesial yüzey T0 ölçümü	55
Resim 4.3.2. Mesial yüzey T1 ölçümü	55
Resim 4.3.3. Mesial yüzey T2 ölçümü	56
Resim 4.3.4. Mesial yüzey T3 ölçümü	56
Resim 4.4.1. Distal yüzey T0 ölçümü	57
Resim 4.4.2. Distal yüzey T1 ölçümü	57
Resim 4.4.3. Distal yüzey T2 ölçümü	58
Resim 4.4.4. Distal yüzey T3 ölçümü	58

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 4.1. Bukkal yüzey marjinal aralık değişimi.....	59
Şekil 4.2. Palatinal yüzey marjinal aralık değişimi	59
Şekil 4.3. Mesial yüzey marjinal aralık değişimi	60
Şekil 4.4. Distal yüzey marjinal aralık değişimi.....	60
Şekil 4.5. Ortalama marjinal aralık değişimi	61
Şekil 4.6. L* değerinin ortalama değişimi.....	64
Şekil 4.7. a* değerinin ortalama değişimi	64
Şekil 4.8. b* değerinin ortalama değişimi	65
Şekil 4.9. Renk değişimi ölçümlerinin dağılımlarına ait histogram grafiği	67
Şekil 4.10. Translüsensi ölçümlerinin dağılımlarına ait histogram grafiği	69

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

°	Derece
%	Yüzde
‡	Ek not

Kısaltmalar

Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit (Alümina)
C	Santigrat
Ca	Kalsiyum
CaO	Kalsiyum oksit
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)
Ce	Seryum
CIP	Soğuk İzostatik Presleme (Cold Isostatic Press)
CR	Contrast Ratio
H ₂ O	Su
K ₂ OAl ₂ O ₃ 6SiO ₂	Potasyum alümina silikat
Mg	Magnezyum
MgO	Magnezyum oksit
Na ₂ OAl ₂ O ₃ 6SiO ₂	Sodyum alümina silikat

O-	Oksijen
PAEK	Poli-aril-eter-ke�on
PEEK	Poli-eter-eter-ke�on
PEKK	Poli-eter-ke�on-ke�on
PES	Pembe Estetik Skoru
PSZ	Kısmen stabilize zirkonya
Si ⁴⁺	Silisyum
SiO ₂	Silisyum oksit
SiO ₄	Silisyum oksit
TIFF	Tag Image File Format
TP	Transl�sensi Parametresi
Tt	Total transmisyon
USPHS	Amerika Birle�ik Devletleri Kamu Sağlığı (United States Public Health Service)
Y	İtriyum
Y ₂ O ₃	İtriyum oksit
Y-PSZ	İtriyum ile kısmen stabilize edilmi� zirkonya
YTZ	İtriya-stabilize tetragonal zirkonya
Y-TZP	İtriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristal
ZrO ₂	Zirkonyum dioksit

1 GİRİŞ

Hastaların estetik beklentisinin artması ile metal desteksiz restorasyonlara yönelim zamanla artmıştır. (Mao ve ark., 2018) Metal desteksiz restorasyonlar metal destekli restorasyonlara göre ışık geçirgenlikleri sayesinde daha gelişmiş renk ve translüsensi değerleri gösterirler. (Fathi ve ark., 2019)

Son yıllarda zirkonya, protetik rehabilitasyonlar için en çok tercih edilen seramik malzemelerden biri haline gelmiştir. Diş hekimliği alanında kullanılmaya başlandığı ilk zamanlar, genellikle altyapı materyali olarak kullanılmış olsa da zaman içerisindeki gelişimi ile monolitik olarak kullanımı yaygınlaşmıştır. Özellikle kübik faz oranının ve içerisine eklenen itriyum oksit miktarının artırılmasıyla ön bölgede estetik restorasyonlar için de tek başına tercih edilebilen bir materyal haline gelmiştir. (Miyazaki ve ark., 2013)

Zirkonya restorasyonların üretimi öncesinde, ölçü alımı dijital veya klasik yöntemler ile gerçekleştirilebilmektedir. Tasarım aşaması ise genellikle bilgisayar destekli gerçekleştirilmektedir. Üretim aşamasında farklı teknikler kullanılmakla beraber sonrasında fırınlama ve glazür işlemleri uygulanmaktadır. Bu işlemler esnasında zirkonya materyali fırınlama işlemine defalarca maruz kalabilmektedir. Fırınlama işleminin, zirkonyanın yapısında değişikliklere neden olduğu bilinse de yapılan araştırmalarda bu işlemin marjinal uyum değerlerini ne yönde etkilediğine dair ortak bir çıkarıma varılamamıştır. Marjinal uyum değerlerindeki değişim restorasyonun başarısını önemli ölçüde etkileyebilecek bir faktördür. Özellikle implant üstü protezlerde zirkonyanın marjinal uyumu uzun dönem implant başarısında önemli bir yere sahiptir. (Koyuncu ve ark., 2021)

Renk ve translüsensi değerlerindeki değişim de özellikle estetik bölgede oldukça önem arz etmektedir. Komşu doğal dişlerin varlığında doğal dişler ile renk uyumu restorasyonların estetik başarısının temel unsurlarındandır. Tekrarlanan fırınlamalar sonucu, seçilen materyalin renk ve translüsensi değerlerinde gözle görülebilir derecede değişim olması estetik başarıyı düşürecektir. Bu nedenle başarılı estetik tedaviler

gerçekleştirebilmek için kullanılan materyale uygulanan fırınlama işleminin, renk ve translüsensi değerlerini olabildiğince minimal düzeyde etkilemesi beklenir.

Bu çalışmanın amacı; glazür fırınlamasının ve tekrarlanan fırınlama işlemlerinin implant üstü zirkonya kronların marjinal uyumuna ve optik özelliklerine etkisini incelemektir.

H0 HİPOTEZİ: Bu çalışmanın H0 hipotezi glazür fırınlamasının ve tekrarlanan fırınlama işlemlerinin implant üstü zirkonya kronların marjinal uyumuna ve optik özelliklerine etki etmeyeceği şeklindedir.

H1 HİPOTEZİ: Bu çalışmanın H1 hipotezi glazür fırınlamasının ve tekrarlanan fırınlama işlemlerinin implant üstü zirkonya kronların marjinal uyumuna ve optik özelliklerine etki edeceği şeklindedir.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Dental Seramikler

2.1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik, kökenini “topraktan yapılma” anlamına gelen Yunanca “keramos” sözcüğünden alan inorganik, cam fazlı kristalin yapıdaki materyaldir. Seramik, inorganik ametallerin genel adıdır. Bu terim, camlar, nitritler, silikatlar, metal oksitler ve çimentoları kapsar. Porselen ise düşük ısıda eritilerek şekillendirilen ve içinde çözünmeyen elementlerin bulunduğu seramik materyali olarak tanımlanır. Diş hekimliğinde porselen terimi genellikle dental seramik olarak da kullanılmaktadır. ("The Glossary of Prosthodontic Terms," 2023)

Porselen yapay dişler, diş hekimliğinde ilk kez 1774 yılında Fransız diş hekimi Alexis Duchateau ve Fransız eczacı Nicholas Dubois de Chemant tarafından kullanılmıştır. “Jacket kron” adı verilen tam seramik restorasyonlar, feldspatik porselenin fırınlanmasıyla elde edilmiş, ancak zamanla yüksek kırılma riski ve zayıf kenar sızdırmazlığı nedeniyle popülerliğini yitirmiştir. (Anusavice, 2003) Tam seramik restorasyonlardaki gelişmeler, 1965’te McLean ve Hughes tarafından porselene alümina (Al_2O_3) eklenmesiyle devam etmiş ve daha dayanıklı seramik restorasyonların üretimi sağlanmıştır. (Guazzato ve ark., 2004a) 1990’lı yıllarda cam seramik (IPS Empress 2) sistemlerin üretimiyle, 2. Premolara kadar uzanan parsiyel sabit protezlerde tam seramik restorasyonların yapımı mümkün hale gelmiştir. (Raigrodski, 2004)

Güçlü seramik sistemlerinden biri de zirkonyum oksittir (ZrO_2). Tam seramik restorasyonlar için ideal altyapı malzemesi konusunda son nokta, itriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) bazlı seramiklerin kullanılması olmuştur. (Yılmaz ve ark., 2007)

2.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı

Dental porselenler, %3-5 kaolin (kil), %12-22 kuvars (silika, kum) ve %75-85 oranında feldspattan oluşur. Hidratlanmış alümina silikat olan kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$), porselenin opaklığını artırır ve porselen hamurunun şekil almasını sağlar. (Nayır, 1999) Feldspat; potasyum alümina silikat karışımı ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve

sodyum alümina silikat ($\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$)’ tan oluşan dental seramiğe şeffaflık veren temel materyaldir. Pişirme sırasında çözülür ve kaolin ve kuvarı birleştirici özelliğiyle sararak bütünlüğünü sağlar. (K. Anusavice, 2012)

Dental seramikler, bir kristal faz ve bir silikat cam matris fazı içerir. Yapıları, Si^{4+} (silisyum) katyonlarının her tetrahedral zincirin merkezinde yer aldığı SiO_4 (silisyum oksit) tetrahedral zincirleri ve dört köşenin her birinde O^- (oksijen) anyonları ile karakterize edilir. Ortaya çıkan yapı, sıkı paketlenmemiş şekilde kovalent ve iyonik bağlardan oluşur. Her silikon atomuna karşılık iki oksijen atomu içeren, birbirine bağlı tetrahedral zincirler halinde düzenlenmişlerdir. Feldspatik porselenlerde, sodyum veya potasyum gibi alkali iyonlar, dengesiz oksijen iyonlarının elektronlara bağlanmalarına izin verdiği bölgeleri, işgal ederler. (K. J. Anusavice, 2012)

2.2 Tam Seramikler

Tam seramik materyaller, geliştirilmiş kırılma direnci, gelişmiş CAD/CAM teknolojisi ve mükemmel estetik sonuçlarla birlikte son yıllarda önemli bir noktaya gelmiştir.

Araştırmacılara göre farklılıklar gösterse de, tam porselenler yapım tekniğine göre temel olarak 4 grupta incelenebilir:(Bayındır ve Uzun, 2007; Hondrum, 1992)

1. Dökülebilir Cam Seramik Sistemleri:

Dicor (Dentsply, A.B.D)

Ceraparl (Kyocera, A.B.D)

2. Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri:

Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp., A.B.D.)

Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D.)

Hi-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)

In-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)

3. Isı ile Preslenerek Üretilen Tam Seramik Sistemleri

IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein)

IPS-Empress II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)

Finesse (Ceramco, Almanya)

4. CAD/CAM Sistemleri

Cerec (Sirona Dental Siemens, Almanya)

Procera (Nobel Biocare AB, İsveç)

Cercon (DeguDent, Almanya)

Celay (Mikrona, Almanya)

Zeno Tech (Wieland,, Almanya)

Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD)

Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)

IPS E.max (Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein)

2.2.1 CAD/CAM Sistemleri

Üretimde kullanılan CAD/CAM materyalleri kullanım amacına bağlı olarak farklılıklar gösterebilmektedir. Bu materyaller aşağıdaki gibi sıralanabilir: (Fasbinder, 2010)

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

2.2.1.1 Oksit Seramikler

2.2.1.1.1 Alüminyum Oksit Seramikler

CAD/CAM sistemleriyle üretilen bu materyaller, 17-20 GPa sertlik derecesine sahiptir. 380 GPa 'lık bir elastik modüle sahip olan alümina, kütle halinde kırılmalara eğilimlidir. Bu nedenle alt yapı materyali olarak kullanılmaya uygun olmadığı düşünülmektedir. Stabilize zirkonya gibi bir alternatifin olması ile zamanla kullanımı azalmış bir materyaldir.(Gracis ve ark., 2015; Guess ve ark., 2011; Kim ve ark., 2007; Scherrer ve ark., 2008)

2.2.1.1.2 Zirkonyum Oksit seramikler

Zirkonyum metal oksidi (zirkonyum dioksit-ZrO₂), Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789'da değerli taşların ısıtılması sonucunda keşfedilmiştir. (Guazzato ve ark., 2004b) Zirkonyum elementi ise, ilk kez 1824 yılında İsveçli kimyacı Baron Jöns Jacob Berzelius tarafından izole edilmiştir. Bu materyal, 6.49 g/cm³ yoğunluğa, 1852 °C erime noktasına ve 3580 °C kaynama noktasına sahiptir. Altıgen kristal yapısı ve grimsi rengi ile dikkat çeker. Zirkonyum, doğada saf halde bulunmaz; silikat oksit ile zirkon (ZrO₂ x SiO₂) olarak veya serbest oksit olarak Baddeleyite minerali (ZrO₂) şeklinde bulunur. (Lindemann, 2006) Ancak bu mineraller, içerdikleri metal elementler ve doğal radyoaktif çekirdekler nedeniyle diş hekimliğinde doğrudan kullanılamaz. Zirkonyumun seramik biyomateryal olarak kullanılabilmesi için çeşitli işlemlerden geçirilerek saflaştırılması gerekir.

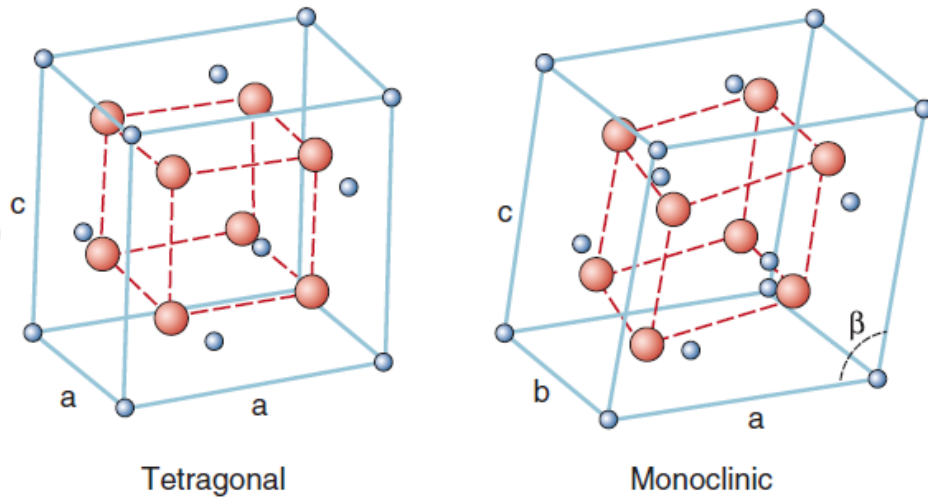
2.3 Zirkonya Restorasyonlar

2.3.1 Monolitik Zirkonya Restorasyonlar

Monolitik zirkonya restorasyonların kullanım sıklığı, zirkonyum altyapılı seramik restorasyonlara göre son yıllarda artış göstermiştir. (Bindl ve ark., 2006; Preis ve ark., 2015) Zirkonyum altyapılı seramik restorasyonlarda özellikle chipping tarzı kırıkların görülme sıklığı, metal destekli restorasyonlardan daha fazladır; bu durum zirkonyanın tek parça halinde kullanımının yaygın hale gelmesine neden olmuştur.(Chang ve ark., 2015; Lameira ve ark., 2015; Zhang ve ark., 2015) Bu da monolitik zirkonyanın gelişimine katkı sunmuştur. Monolitik zirkonya restorasyonlar, üstyapı materyali içermediği için daha yüksek kırılma dayanımına sahiptir. (Nordahl ve ark., 2015)

2.3.2 İtiryum ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya (Y-TZP):

Zirkonyum oksitin üç kristal fazı vardır: monoklinik, tetragonal ve kübik. Saf zirkonya, oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunur ve bu yapı 1170°C'ye kadar stabildir. Bu sıcaklığın üzerine çıkıldığında tetragonal forma, 2370°C'ye kadar ısıtıldığında ise kübik forma geçer. Soğuma sürecinde ise 1070°C'da tetragonal-monoklinik faz dönüşümü gerçekleşir. Bu dönüşüm sırasında, tetragondan monoklinik kristal yapıya dönüştüğünde % 3-4 oranında hacim büyümesi meydana gelir. (Resim 2.1) Bu genleşme, saf zirkonya içinde stres oluşturarak çatlaklar meydana getirir ve oda sıcaklığına düştüğünde malzemenin parçalanmasına neden olur. Bu kontrolsüz faz değişimleri, saf zirkonyanın çeşitli alanlarda kullanılmasını zorlaştırmış ve zirkonyanın daha stabil hale getirilmesi için farklı yollar aranmasına yol açmıştır. (Piconi ve Maccauro, 1999)



Resim 2.1. Tetragonal ve monoklinik birim hücre yapıları

(K. J. Anusavice, 2012)

1980'lerin sonlarına doğru, zirkonyum oksitin oda sıcaklığında stabil hale getirilmesi amacıyla yapısına az miktarda kalsiyum (Ca), magnezyum (Mg), itiryum (Y) ve seryum (Ce) eklenmiştir. Saf zirkonyaya CaO (kalsiyum oksit), MgO (magnezyum oksit) ve Y_2O_3 (itiryum oksit) gibi oksitlerin ilavesi ile yapının ısıl işlemlere karşı verdiği reaksiyon değişir. Saf zirkonya, bu stabilizatörlerin ilavesi ile 1000°C'nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer; fakat tekrar oda sıcaklığına düşürüldüğünde yapı, kübik ile tetragonal fazın karışımı haline gelir. Böylece ısıl işlemler sonunda yarı stabil

zirkonya (PSZ) oluşur. Sonuç olarak, oda sıcaklığında yarı stabilize zirkonyanın yapısı çoğunlukla kübik faz, düşük oranlarda tetragonal ve monoklinik faz içerir. Ayrıca dış hekimliği seramiğinden farklı olarak, kristaller arasında cam matris bulunmaz. (Gupta ve ark., 1977; Piconi ve Maccauro, 1999; Rieth ve ark., 1976)

Günümüzde stabilizatör olarak genellikle Y_2O_3 (itriyum oksit) kullanılmaktadır. Saf zirkonya yapısına %2-3 oranında Y_2O_3 eklenmesiyle, oda sıcaklığında nanometre boyutlarında tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) elde edilir. (Chevalier, 2006) Biyomateryal olarak kullanılan zirkonyum bazlı materyaller, itriyum ile stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) olarak adlandırılır. (Kelly, 2004)

2.3.3 Modern Zirkonya Sınıflaması

Birinci Jenerasyon: %3 Mol İttriym ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya (3Y-TZP)

Tetragonal fazda kısmen stabilize zirkonyadır. Mekanik özellikleri en iyi olan zirkonya jenerasyonudur. Yapısındaki yüksek Al_2O_3 (alüminyum oksit, alümina) miktarı (ağırlıkça %0,25) sebebiyle yüksek opasite gösterir; bu nedenle monolitik olarak kullanımı estetik olarak uygun değildir. Altyapı materyali olarak kullanılır. (Deniz ve Aktaş, 2023)

İkinci Jenerasyon: %0,05 Alümina İçeren %3- Mol İttriym ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya (3Y-TZP)

Alüminanın miktarı ve tanecik boyutu azaltılmış, ayrıca alümina tanecikleri, zirkonya taneciklerinin çevresine yerleştirilmiştir. Bu, daha yüksek translüsensinin, stabilite ve yüksek mukavemetle eş zamanlı olarak elde edildiği anlamına gelmektedir. (Stawarczyk ve ark., 2017) Artmış estetik özellikleri ve dayanıklı yapısı ile altyapı materyali olarak kullanılmaktadır. (Güth ve ark., 2019)

Üçüncü jenerasyon: %5 Mol İttriym ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya (5Y-TZP)

Zirkonyanın yarı saydamlığını artırmaya yönelik mevcut yaklaşım, alümina içeriğini azaltmak ve itriyum içeriğini artırmaktır. (Cesar ve ark., 2024) Y_2O_3 miktarının %5 mol' e çıkarılmasıyla estetik özellikler artırılmıştır. Önceki jenerasyonlara göre yüksek translüsensiye sahiptir.

Kübik-tetragonal bir yapıya sahiptir.(Alammar ve Blatz, 2022) Kübik kristaller sayesinde ışığın kırılması ve yansımaları azalmış, opak görünümde azalma ve translüensi değerlerinde artış meydana gelmiştir. Ancak, kübik kristallerin artması ve tetragonal yapının azalmasından dolayı mekanik özellikler zayıflamıştır. Üreticiye bağlı olarak tek üye restorasyonlarda ve molar bölgeye uzanmayan 3 üye köprü restorasyonlarında monolitik olarak kullanımı tavsiye edilir. (3M™, 2018; Gseibat ve ark., 2022)

Dördüncü Jenerasyon: %4 Mol İtiryum ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya

Azaltılmış itiryum miktarıyla, üçüncü jenerasyonla karşılaştırıldığında daha güçlü mekanik özellikler ve daha zayıf optik özellikler göstermektedir. (Alammar ve Blatz, 2022; Güth ve ark., 2019) Üreticiye bağlı olarak, tek ve çok üyeli endikasyonları bulunmaktadır.(KATANA™, 2021; Rinke ve ark., 2022)

Diğer Modifikasyonlar

Monolitik restorasyonların üretimi için yarı saydam zirkonya malzemelerinin klinisyenler tarafından büyük kabul görmesi nedeniyle, dental endüstrinin bir sonraki adımı, tekdüze bileşime sahip blokların geliştirilmesi olmuştur. CAD/CAM bloklarının farklı katmanlarına çeşitli miktarlarda pigmentlerin eklenmesi yoluyla bir renk gradyanı geliştirilmesi sağlanmıştır. (Čokić ve ark., 2022; Kolakarnprasert ve ark., 2019; Strasser ve ark., 2023) Bu bloklar, doğal dişlerin renk geçişlerini taklit etmek amacıyla katmanlı olarak piyasaya sunulmuştur. (Ueda ve ark., 2015) “Color gradient” olarak tanımlanan bu teknolojiye, sadece pigmentasyon kullanılarak doğal dişlerin renk geçişi taklit edilirken, her bir katmanda aynı nesil zirkonya kullanılmaktadır. Bu sayede, mine ve dentin katmanları arasındaki eğilme mukavemetinde bir fark olmaksızın, etkili bir renk geçişi sağlanmaktadır.(Kaizer ve ark., 2020) Color gradient teknolojisiyle üretilmiş zirkonya materyallerinin incelendiği bir çalışmada, mine ve dentin tabakaları arasındaki pigment kompozisyonunun, belirgin bir renk farklılığı oluşturduğu ancak translüsenside belirgin bir fark olmadığı bildirilmiştir.(Kolakarnprasert ve ark., 2019) Ayrıca, farklı nesil zirkonların bir arada kullanıldığı modifikasyonlar da mevcuttur.

Son zamanlarda, farklı zirkonya jenerasyonlarını tek bir materyalde birleştiren ve her iki jenerasyonun avantajlarını bir araya getirmeyi amaçlayan “strength-gradient”

olarak tanımlanan çok katmanlı bir teknoloji tanıtılmıştır. Bu kombinasyon, esas olarak yüksek stabilite sağlamak için dentin/gövde bölgesinde yüksek eğilme mukavemetine sahip 3Y-TZP ve daha iyi estetik için kesici veya oklüzal bölgede yüksek translüsentlik değerlerine sahip 5Y-TZP kullanarak gerçekleştirilmiştir.(Michailova ve ark., 2020) IPS e.max ZirCAD Prime, 3Y-TZP ve 5Y-TZP' nin bir arada kullanıldığı yeni nesil materyallerden biridir.

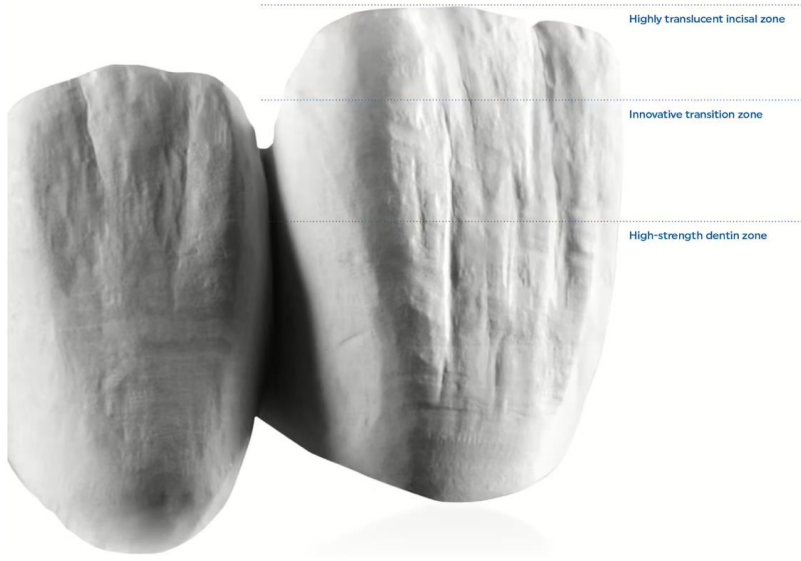
IPS e.max ZirCAD Prime:

IPS e.max ZirCAD Prime disklerde farklı jenerasyonlar bir arada kullanılmıştır. “Gradyan teknolojisi” (GT) olarak adlandırılan sistem sayesinde iki zirkonyum oksit ham maddesinin (3Y-TZP ve 5Y-TZP) tek bir diskte birleştirilmesi sağlanarak 3Y-TZP'nin gücüne ve 5Y-TZP'nin estetiğine olanak tanınmıştır. 3Y-TZP, yüksek mukavemeti ve dayanımı nedeniyle dentin zonunda (1200 MPa) 5Y-TZP ise yüksek translüsensi özellikleri sebebiyle insizal zonda kullanılmıştır. Dentin ve mine tabakası arasında katman oluşturmada pürüzsüz bir geçiş oluşturulmuştur . (Resim 2.2)



Resim 2.2. Translüsensi geçişi
(Gradyan teknolojisi)

Birden fazla işlemle oluşturulan bu diskler, Soğuk İzostatik Presleme' ye (CIP) tabi tutulmaktadır. Bu işlemle diskin her tarafı eşit şekilde sıkıştırılır ve böylece mikroyapı iyileştirilip translüsensi özellikleri optimize edilmiş olur. İnsizal zon tüm disklerde aynı yükseklikteyken dentin zonu, diskin kalınlığına göre değişim gösterebilmektedir. Ayrıca istenilen sonucu elde etmek için boyama, infiltrasyon ve katmanlama işlemlerine uygunluk gösterir. (Ivoclar™; Singhal, 2020)



Resim 2.3. Gradyan teknolojisi ile üretilen restorasyon katmanları
(Gradyan teknolojisi)

2.3.4 Sinterizasyon ve Fırınlama

Zirkonya bloklar piyasada sinterlenmemiş, yarı sinterlenmiş veya tam sinterlenmiş olarak bulunabilir. Sinterlenmemiş haldeki bloklar kolayca aşındırılabilir; ancak yumuşak yapıda olduğundan şekillendirme sonrası sinterlenmesi gerekir. Tam sinterlenmiş blokların kazıma işlemi, oldukça sert olmasından dolayı uzun sürmektedir. (Beuer ve ark., 2008)

Sinterleme prosedürü ve özellikle sinterleme süresi ve sıcaklığı, hidrotermal yaşlanmayla beraber, tanecik yapısını etkileyebilir. Bu nedenle zirkonyanın optik ve mekanik özellikleriyle doğrudan ilişkilidir. (Al-Haj Husain ve ark., 2022) Zirkonyanın sinterlenme koşulları, stabil ve dayanıklı bir materyal elde etmede önemli bir etkidir. Sinterizasyon işlemi uygulanan zirkonya bloklarda, sinterleme sıcaklığına bağlı olarak faz değişimleri meydana gelebilmektedir. Tetragonal-monoklinik faz değişimi sonucu, yapıda istenmeyen değişimler ve hacim farkı oluşabilir. Bu nedenle, tetragonal ZrO_2 fazının stabilizasyonu, önemli bir konudur. Nadir toprak metal oksitlerinin eklenmesi, bu sorunu çözmede çok etkili bulunmuştur. (Kulyk ve ark., 2022)

Sinterizasyon işlemi hızlı veya geleneksel olarak gerçekleştirilebilmektedir. Yapılan bir çalışmada, birden fazla pişirmenin konvansiyonel sinterlenmiş ve hızlı sinterlenmiş monolitik zirkonya kronların marjinal uyumunu önemli ölçüde iyileştirdiği ve hızlı sinterlenmiş monolitik zirkonya kronların konvansiyonel sinterlenmiş kronlardan

daha iyi bir marjinal uyuma sahip olduğu bulunmuştur. (Yang ve ark., 2023) Bu çalışmanın sonuçları, monolitik zirkonya kronların üretim süreçlerinin marjinal uyum üzerindeki etkisini anlamak için önemlidir. Yine başka bir çalışmada farklı ticari markalardan gelen yüksek geçirgenliğe sahip zirkonya malzemelerinin hızlı sinterleme protokollerinin optik ve mekanik özellikleri, kırılma mekaniği ve kristalografi üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Çalışmanın sonuçları, hızlı sinterleme protokollerinin itriyumla kısmen stabilize edilmiş zirkonyanın (Y-PSZ) optik ve mekanik özelliklerini etkilemediğini göstermektedir.(Liu ve ark., 2022) Bu, Y-PSZ dental restorasyonlarının daha az zamanda ve daha az kaynak kullanarak üretilbileceğini gösterir.

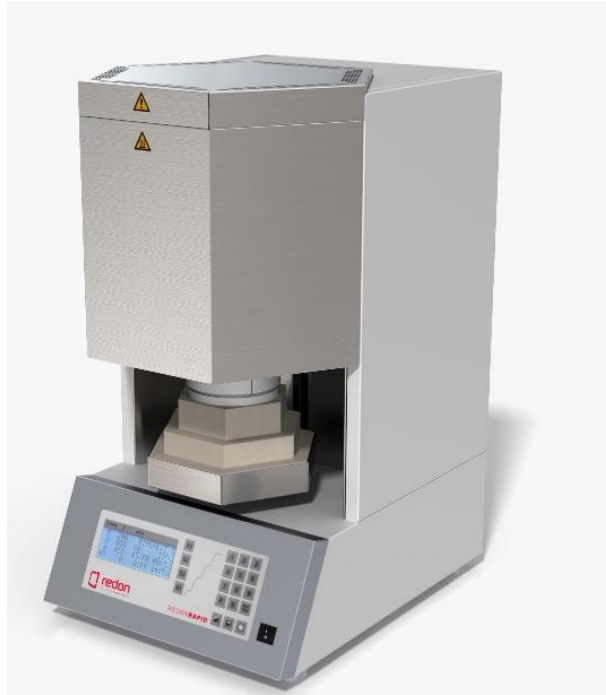
Sinterizasyon işlemlerinin ardından, hazırlanan zirkonyum seramiklerinin polisajlanması, karşıt minenin aşınmasını önlemeye büyük ölçüde yardımcı olur.(Janyavula ve ark., 2013) Ayrıca, polisajlamanın, yüzey aşındırmalarının neden olduğu kusurları ortadan kaldırarak restorasyonların dayanıklılığını ve estetiğini iyileştirdiği bildirilmektedir. Pürüzsüz bir restorasyon yüzeyi, daha fazla speküler yansıma gösterebilirken, pürüzlü bir yüzey, görsel özellikleri ve ışık yansımaları değiştirebilir. Polisaj işlemi, yüzey pürüzlülüğü azaltır. Aynı zamanda yüzey pürüzlülüğünün azalmasıyla plak birikimi ve periodontal hastalık riski azalmış olur. (Kim ve ark., 2016). Polisaj işlemi, seramik malzemenin türüne ve kullanılan özel parlatma protokollerine bağlı olarak değişen bir işlemdir. Seramik polisaj kitleri, macunları ve polisaj diskleri ile bu işlem gerçekleştirilebilmektedir. (da Silva ve ark., 2014)

Özellikle oklüzal ayarlamaların simantasyondan sonra yapılması gereken durumlarda, fırınlama gerektirmemesinden dolayı, polisaj işlemi glazür işlemine uygun bir alternatiftir.(Martínez-Gomis ve ark., 2003) Çünkü polisaj işleminden farklı olarak, glazür işleminin uygulanabilmesi için fırınlama işlemi gereklidir. (Aravind ve ark., 2013) Glazür, restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü azaltmak, dayanıklılığını artırmak ve renklenme ve aşınmaya karşı direnç sağlamak için restorasyonların ağız içinde simante edilmesinden önce uygulanan bir işlemdir. Glazür işlemi, restorasyonun dış yüzeyine düşük erimeli silika bazlı bir malzemenin ince bir tabaka halinde uygulanmasından oluşur. (Manjuran ve Sreelal, 2014) Glazür, seramik yüzeydeki çiziklere, mikro çatlaklara ve gözeneklere nüfuz eder ve bu doldurma mekanizması sayesinde daha pürüzsüz bir yüzey elde edilir. (Anusavice ve ark., 2012) Böylece polisaj işlemine benzer şekilde mekanik ve estetik özellikler iyileştirilmiş olur.

Estetik talep, monolitik zirkonya restorasyonlar için artmaktadır. Uygun bir renk, translüsensi ve opaklığa sahip monolitik restorasyonların üretimi, komşu dişlerle uyum sağlamak ve doğal görünümlü bir görünüm için kritik öneme sahiptir. Boyama işlemleri uygun renk özelliklerine sahip restorasyonun hazırlanması için önemli bir faktördür. (Kim ve ark., 2013) Zirkonyanın dental uygulamalarda renklendirilmesi için sıklıkla kullanılan üç teknik bulunmaktadır; birinci teknik, ZrO_2 tozuyla metal oksitlerin birleştirilerek önceden renkli bloklar üretilmesidir. İnternal boyama olarak adlandırılan ikinci teknik ise, green-stage iskeletlere belirli renklendirme sıvıları ile pre-sinterleme aşamasında infiltrasyon yapılmasıdır. Üçüncü teknik ise, post-sinterleme sürecinden sonra, zirkonyaya astarlama gerektiren bir işlem olup, dental seramik fırınında pişirme ile gerçekleştirilir. Bu teknik eksternal boyama olarak adlandırılır. (Giti ve ark., 2020; Sedda ve ark., 2015)

Zirkonyaya uygulanan yüzey işlemlerinden, eksternal boyama ve glazür işlemleri için fırınlama işlemine gereksinim vardır. Glazür işlemi için gereken fırınlama ısısının, restorasyonların marjinal uyumlarını etkileyebileceği bildirilmiştir. (Miura ve ark., 2014)

Sinterizasyon ve fırınlama dereceleri, kullanılan fırına ve zirkonya bloğuna bağlı olarak değişebilmektedir.



Resim 2.4. Sinterizasyon cihazı
(Sinterizasyon cihazı)



Resim 2.5. Fırınlama cihazı
(*Fırınlama cihazı*)

2.4 İmplant Üstü Dayanaklar

İmplant üstü dayanaklar; titanyum, altın, alümina, zirkonyum, poli-eter-eter-ke-ton (PEEK), ve cam seramik materyallerden yapılabilmektedir. (AL-Rabab'ah ve ark., 2019)

Titanyum dayanaklar (Resim 2.6), açık ara en çok tercih edilenler olmalarına rağmen, grimsi renkleri ve korozyon riski gibi faktörler nedeniyle estetik bölgede yapılan restorasyonlarda veya yumuşak doku desteğinin az olduğu durumlarda tercih edilmeyebilirler. (Bidra ve Rungruanganunt, 2013; Chaturvedi, 2009; Vechiato ve ark., 2013)



Resim 2.6. Titanyum dayanak
(*Titanyum abutment*)

Altın dayanaklar (Resim 2.7), döküm titanyum ile karşılaştırıldığında daha üstün fiziksel özelliklere sahiptir ve doğrudan porselene daha iyi bağlanma yeteneği sunar.(Haag, 2011) Ancak, altın dayanakların implant platformu etrafındaki yumuşak dokuya bağlanma gücü zayıftır ve maliyeti yüksektir.(Abrahamsson ve ark., 1998)



Resim 2.7. Altın dayanak
(*Altın abutment*)

Alümina dayanaklar, zirkonyanın kullanılmaya başlanmasından önce genellikle ön bölgede ve tek diş implantlar için kullanılmış ve yüksek başarı oranı göstermiştir.(Fenner ve ark., 2016) Birçok implant şirketi, yoğun sinterlenmiş zirkonyanın piyasaya sürülmesinden sonra alümina dayanakların üretimini durdurmuştur.(Yıldırım ve ark., 2003)

Zirkonya dayanaklar (Resim 2.8), alüminanın kırılma direncinin iki katından fazlasına sahiptir (Yıldırım ve ark., 2003) ve titanyumla karşılaştırıldığında peri-implant doku üzerinde daha yüksek pembe estetik skorları (PES) nedeniyle tercih edilmektedir.(Linkevicius ve Vaitelis, 2015) Bidra ve Rungruanganunt, daha iyi renk entegrasyonu sağladığından, özellikle ince mukozal dokuya sahip hastalar için estetik açıdan zirkonya dayanakların kullanımı önermiştir; ancak, zirkonya dayanaklarda mekanik komplikasyonun titanyuma göre yüksek olduğunu bildirmiştir. (Bidra ve Rungruanganunt, 2013) Yapılan bir başka çalışmada, zirkonya dayanakların titanyuma kıyasla mükemmel estetik entegrasyon sunduğu; ancak mekanik performansının belirsiz olduğu bildirilmiştir.(Naveau ve ark., 2019) Ek olarak, bazı çalışmalar zirkonyanın, düşük bakteri yapışmasına sahip, en biyouyumlu malzeme olduğunu iddia etmektedir. (Degidi ve ark., 2006; Scarano ve ark., 2004)

Linkevicius, 3 yıl takipli vakalar üzerinde yaptığı bir çalışmada, ultra-polisajlı zirkonya restorasyonun, peri-implant dokularda pozitif bir etkiye yol açtığını bildirmiştir. Bu çalışmada, zirkonyanın biyouyumluluğundan yararlanabilmek için peri-implant dokuların zirkonyum materyaline maksimum düzeyde temas etmesi gerektiği, bu nedenle, zirkonya materyalinin subgingival alandan itibaren kullanılması gerektiğini önermiştir. (Linkevicius, 2017)



Resim 2.8. Zirkonya dayanak
(*Zirkonya abutment*)

İttriya stabilize tetragonal zirkonya (YTZ) dayanaklar, artan kırılma dayanımı ve yüksek mukavemet avantajına sahiptir; ancak YTZ, düşük sıcaklık bozulması ve döngüsel yorgunluk riski taşımaktadır. Bu durum, uzun vadeli klinik performansını etkileyebilecek sorunlarla karşılaşılmasına neden olabilir (Miyazaki ve ark., 2013) (Pereira ve ark., 2016) Yapılan bir çalışmada, üç yıllık kullanımdan sonra tek parça prefabrike zirkonya dayanakların %22' sinde porselende çatlama yaşandığı görülmüştür. (Nothdurft ve ark., 2014)

Bugün, tüm implant çapları, bağlantılar, implant-dayanak ara yüzeyleri ve platformlar için pek çok zirkonya dayanak ticari olarak mevcuttur. Şu anda 3 ana seçenek bulunmaktadır: Stok veya prefabrike dayanaklar, bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) bireysel dayanaklar ve ti-base olarak adlandırılan 2 parçalı dayanaklar. (Naveau ve ark., 2019)

İki parçalı olarak hazırlanan dayanaklar “hibrit dayanak” olarak adlandırılır. (Resim 2.9) Bu sistemde bir titanyum base veya dayanak üzerine zirkonya coping adeziv bir simanla yapıştırılır. Simantasyon işlemi genellikle ağız dışında gerçekleştirilir.

Dayanak malzemesinin periimplant doku stabilitesini etkilemediği bildirilmiştir. Ancak stok dayanaklarla karşılaştırıldığında, metal veya zirkonyadan bireysel olarak üretilmiş dayanaklar, daha fazla yumuşak doku stabilitesi sağlar.(AL-Rabab'ah ve ark., 2019)



Resim 2.9. Hibrit dayanak tasarımı
(Hibrit abutment)

Yüksek darbeye dayanıklı polimerler, tek kronlardan tam çene rekonstrüksiyonlarına kadar destek olmak üzere dental dayanak veya altyapı malzemeleri olarak tanıtılmıştır. (Resim 2.10) Poli-eter-eter-eton (PEEK), poli-aril-eter-eton (PAEK) alt ailesinin bir parçasıdır. (Najeeb ve ark., 2015; Najeeb ve ark., 2016) PEEK, benzer tekrarlayan birimlerden oluşan yüksek performanslı termoplastik lineer homopolimerdir. Sertliğini aromatik benzen halkalarından alır. (Wiesli ve Özcan, 2015)

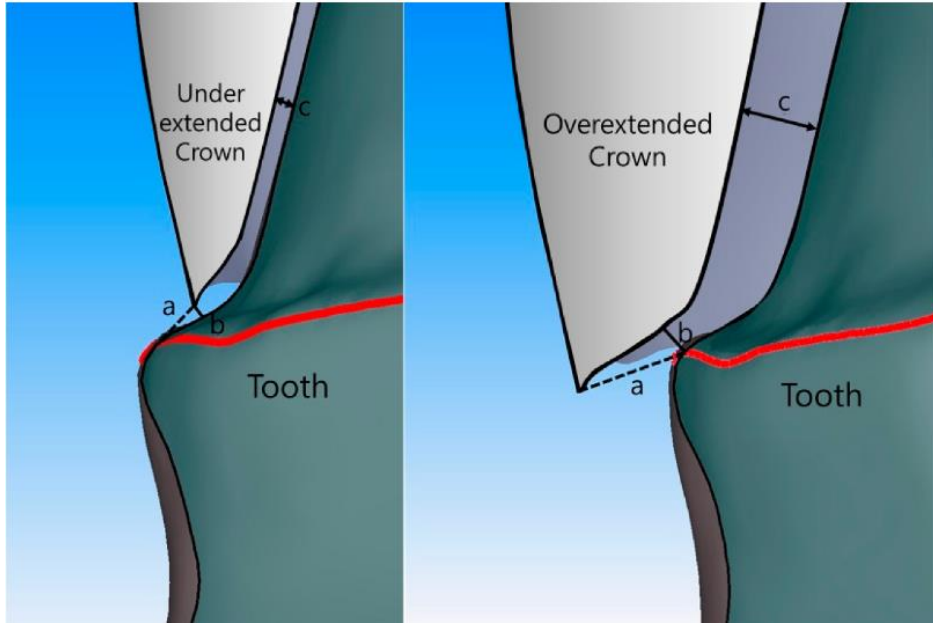
PEEK ve modifiye ürünler, tıbbi cihazlarda en yaygın kullanılan yüksek darbeye dayanıklı polimerlerdir ve baş, omurga implantı ve ortopedik ameliyatlar gibi alanlarda önemli başarılar elde edilmiştir. PEEK, lityum disilikatın iki katı sertliği ile kortikal kemiğe benzerdir. Bu malzeme, implantlara yoğun stresin yönlendirilmesini hafifletebilir. Bu özellik, travma ve ortopedik rekonstrüksiyonlarda da gözlemlenmiştir. (Najeeb ve ark., 2015) Ayrıca, dişler ve implantlar üzerine altyapı malzemesi olarak kullanılan poli-eter-eton-eton (PEKK) da yüksek performanslı bir polimerdir.(Han ve ark., 2016)



Resim 2.10. Peek dayanak
(*Peek abutment*)

2.5 Marjinal Uyum

Kron kenarında taşkınlık ya da eksiklik olduğunda, kron kenarı ile basamak kenarı arasındaki mesafeye “marjinal uyum” denir. Kron marjiniinden basamağa indirilen dikey aralık ise “marjinal aralık” olarak adlandırılır. (Holmes ve ark., 1989)



Resim 2.11. Marjinal ve internal uyum için ölçüm pozisyonlarını gösteren şema

a: Mutlak marjinal uyumsuzluk **b:** Marjinal aralık **c:** İnternal aralık

(*Lee ve ark., 2020*)

McLean ve Fraunhofer marjinal aralık için klinik olarak kabul edilebilir sınırı 120 µm olarak belirlemiştir. (Jw, 1971) Büyük marjinal uyumsuzluklar varlığında, periodontal hastalıklar, sementin çözünmesi, sekonder çürükler, pulpal inflamasyon ve hatta pulpal nekroz gibi komplikasyonların gelişebileceği öne sürülmüştür. (Goldman ve ark., 1992; Sailer ve ark., 2006)

Hickel'e göre "idealden sapan ancak cilalamayla ideale yaklaştırılabilen" boşluklar 50 ila 150 mikron arasındadır. Restorasyonların sınırlarıyla sınırlı sızıntı ve renk değişikliği olan boşluklar kolaylıkla fark edilebilir. Eğer boşluklar 150 ile 250 mikron arasındaysa, uzun vadeli olumsuz bir etkiye sahip olduğu düşünülmez. İkincil çürükleri veya büyük kırıkları önlemek için 250 mikrondan büyük boşluklar değiştirilmelidir. (Hickel ve ark., 2007)

Restorasyonların hazırlık aşamasında uygulanan işlemler de marjinal uyum değerlerini etkileyebilmektedir. Örneğin, termal döngüler uygulanan CAD/CAM zirkonyum köprülerin kenar uyumunun incelendiği bir çalışmada, üç kez fırınlamaya maruz kalan köprülerin kenar uyumunda diğer gruplara göre anlamlı farklar tespit edilmiştir. (Chokr ve ark., 2023)

2.5.1 İmplant Üstü Protezlerde Marjinal Uyum

Dayanak ile restorasyon arasındaki uyumun doğruluğu, implant destekli restorasyonların uzun vadeli başarısının değerlendirilmesinde önemli bir rol oynar. Yetersiz uyum, bakteri sızıntısına ve plak birikimine neden olabilir; bu da peri-implant mukozit ve peri-implantitise yol açabilir. (Yıldırım ve Paken, 2019) İmplant destekli protezlerin marjinal aralığı için klinik olarak kabul edilebilir sınır, 40-150 µm'dir. (Yıldırım, 2020)

Özellikle subgingival restorasyonlarda, dişeti çekilmesi, iltihaplanma, artmış sondlama derinliği ve ataçman kaybı görülme ihtimali artmaktadır. Subgingival yerleştirilen, düzensiz kenarları olan restorasyonların altında yer alan mikrobiyotada, periodontal patojenler artmış olarak gözlenir. Estetik olarak sorun yaratmayacak posterior bölge implantlarında, basamak sınırı dişeti seviyesinde veya biraz üstünde seçilebilmektedir. Ancak estetik kaygıların yüksek olduğu ön bölge restorasyonlarda bu sınır, genellikle dişeti altında olmaktadır. Bu durumda, yeterli kenar uyumunu daha kolay

sağlamak ve siman artığı riskini elimine etmek için genellikle vidalı sistemler tercih edilir. (Belser ve ark., 2000)

2.5.2 Marjinal Uyum Ölçüm Teknikleri

Direkt Yöntem

Gözleme dayalı bir yöntemdir. United States Public Health Service (USPHS) kriterleri kullanılarak değerlendirme yapılır. USPHS kriterlerine göre restorasyon uyumu alfa, bravo, charlie ve delta olmak üzere dört gruba ayrılır:

Alfa: Restorasyon marjinde gözle görülür açıklık bulunmamaktadır ve sond takılmaz. İdeal restorasyon olarak tanımlanır.

Bravo: Restorasyon marjinde görülebilir ve sondun takıldığı küçük bir açıklık bulunur. Klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir.

Charlie: Sond, görünen açıklıktan dentine ve restorasyon tabanına ulaşabilir. Restorasyonun kısa sürede yenilenmesi gerektiğini gösterir.

Delta: Restorasyonun hareketli ve tamamen uyumsuz olmasını tanımlar. Restorasyon acilen yenilenmelidir. (Büyükdere ve Sertgöz, 2016)

Direkt yöntemle yapılan değerlendirmenin hassasiyeti, indirekt yöntemlere göre düşüktür.

Day Üzerinde Ölçüm

En bilinen ve oldukça tercih edilen bir yöntemdir. Restorasyon hazırlanan day üzerine yerleştirilir ve stereomikroskop veya elektron mikroskobu yardımıyla görüntü alınır. Simantasyon öncesi ve sonrası gibi farklı aşamalar arasındaki farkın ölçülüp karşılaştırılması için uygun bir yöntemdir. Verilerin standardizasyonu direkt yöntemlerden daha yüksektir. Genellikle, indirekt yöntemlerde yapılan gözlemler, alınan görüntülerle sağlanır. Alınan görüntüler belirli bilgisayar programlarına aktararak ölçümler yapıp kaydedilebilir. Fotoğraflama metodunda, hazırlanan bir düzenek üzerinde fotoğraf makinasından görüntü alınır. Oluşan kontrast renk farklarından dolayı yüzeyleri incelemek oldukça kolaydır. Ancak yüzeylerde piksel hassasiyeti nedeniyle, mikroskopla elde edilen görüntüler sayesinde daha hassas ölçümler yapılabileceği bildirilmiştir.(K. J. Anusavice, 2012) Mikro sızıntı gibi daha ayırıcı özelliklerin

incelenmesinde, transmisyon elektron mikroskobu ile daha ayrıntılı inceleme yapılabilir. (Ayyıldız ve ark.; Hannig, 1999)

Kesitsel Yöntem

İnvaziv bir yöntemdir. Bu yöntemde restorasyon dişe self-etch bir adeziv siman ile simante edilir. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra, kırılmayı engellemek için akrilik rezin içine gömülür. Akrilik sertleştikten sonra, numune analiz kılavuzu şablonuna göre bir kesme makinesi kullanılarak parçalara ayrılır. Daha sonra endüstriyel bir mikroskop sistemi kullanılarak görüntüler alınır. Görüntüler, boşlukları ölçmek için bir yazılıma yüklenir. Yazılımın sağladığı araçlar kullanılarak istenilen aralıklar seçilir ve mesafeler ölçülür. (Son ve ark., 2019)

Silikon Replika Tekniği

Silikon replika tekniğinde, kesitsel yöntemdeki restorasyonun simantasyonuna benzer bir yol izlenir. Bu teknikte, siman yerine protezin iç kısmına light-body silikon enjekte edilir. Sonrasında diş üzerine kuvvet uygulayarak yerleştirilir. Light-body silikon sertleştikten sonra, kron diştten ayrılır ve light-body silikon üzerine medium-body enjekte edilerek light body desteklenir. Medium-body, kesilmiş dişi; light body ise siman aralığını temsil eder. Oluşan bu yapıdan kesitler alınarak ölçümler yapılır. Diğer yöntemlere göre daha kolay ve maliyeti düşük olduğu için çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Fakat bu yöntemde silikon ölçü malzemesi kullanıldığı için, silikonun oluşturduğu hidrostatik basınç ile kronun diş üzerine tam olarak oturmama ve deforme olup yırtılma gibi riskleri vardır. (Laurent ve ark., 2008)

Rezin Replika Tekniği

Bu teknikte hazırlanmış restorasyonun akrilikten bir kopyası elde edilir. Ölçümler, bu replika üzerinden mikroskop kullanılarak yapılabilmektedir. Bu yöntemin avantajı, aproksimal bölgelerde de ölçüm yapılabilmesidir. Yöntemin dezavantajı ise, replikasyon sırasında kullanılan akrilikte oluşan boyutsal değişiklikten dolayı ölçümlerde hata oluşma ihtimalinin olmasıdır. (Stappert ve ark., 2004)

Üç Boyutlu Tarama Tekniği

Bu teknik, üç farklı tarama yapılarak uygulanır. Tarayıcı ile restorasyon, preparasyon yüzeyi ve sonrasında ise restorasyon simante edilerek dişle birlikte tarama yapılır. Kaydedilen veriler STL formatında üst üste çakıştırılarak, analiz programlarıyla gerekli ölçümler yapılır.

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemiyle üretilen restorasyonların çoğu, üç boyutlu tarama teknolojisiyle üretilmektedir. Ölçümler dijital olarak yapıldığı için, restorasyona zarar vermeden her bölgedeki marjinal ve internal uyum değerleri ölçülebilmektedir. (Schaefer ve ark., 2013; Son ve ark., 2019)

Mikro-Bilgisayarlı Tomografi Tekniği

Bu teknikte, radyografik görüntülerle protezin internal ve marjinal uyumu değerlendirilir. Çözünürlüğü yüksektir ve istenilen tüm aralıklarda ölçüm imkânı sunar; ancak artefakt oluşması nedeniyle metal altyapılı protezlerde ölçüm yapmak zordur. Tag Image File Format (TIFF) verisi olarak elde edilen görüntülerden, bilgisayar destekli programlarla 3 boyutlu görüntüden 2 boyutlu dilimler oluşturarak ölçüm yapılır.

2.6 Diş Hekimliğinde Renk

Yeterli estetik görünümün sağlanabilmesi için hazırlanan restorasyonların formu kadar rengi de oldukça önemlidir.(Alkhatib ve ark., 2005) Rengin algılanmasında, gözlenen cisim kadar, gözlemci ve ışık kaynağı da etkilidir.(Kahramanoğlu ve Özkan, 2013; Wozniak ve Moser, 1981) Bu durum, rengin subjektif bir olgu olmasına neden olur.(Culpepper, 1970)

2.6.1 Cisimlerin Optik Özellikleri

Opaklık: Cismin, ışığı absorbe etmeden yansıtma miktarıdır. Eğer ışık içerisindeki hiçbir renk absorbe edilmeden yansıtırsa, cisim beyazdır. Eğer cisim tüm ışığı absorbe ediyorsa, siyahtır.(Paravina ve Powers, 2004)

Translüsensi (Yarı saydamlık): Cismin ışığın geçişine kısmen izin vermesine denir. Doğal dişler, karakterizasyonunu çeşitli derecelerde translüsens olmasından alır. Translüsensi, opaklık ve transparanlık arasında bir derecedir. Dişin translüsensisi artarsa parlaklığı azalır çünkü göze daha az ışık yansıtması ulaşır. Diş hekimliğinde kullanılan

materyalin translüsensi özelliği yoksa, doğal bir görünüm elde etmek zordur. (Fondriest, 2003) Metal destekli restorasyonların translüsensi özelliği düşük olduğu için estetik tedavilerin yapımı zordur. Tam seramik restorasyonların kullanılmasıyla bu özellik artırılmış ve daha estetik sonuçlar elde edilmeye başlanmıştır.(Fischer, 1999; Gürel, 2004)

Transparanlık (Saydamlık): Cismin içinden ışığın tamamen geçmesidir. (Mayekar, 2001)

Floresanslık (Işıma): Cisim tarafından ışığın absorbe edilip uzun bir dalga boyunda yayılmasına denir. Doğal dişler floresans özellik gösterirler.(Fondriest, 2003) Yapılan restorasyon ile doğal dişler arasında floresans farkı varsa renk uyumu bozulabilir. (Wee, 2006)

Opalesanslık: Işık içerisindeki kısa dalga boylu renklerin saçılmasıyla oluşur. Minede bulunan hidroksiapatit kristalleri, prizma gibi davranarak farklı dalga boylarındaki ışıkları farklı açılarda kırar. Mine yüzeyine ışık düştüğünde kısa dalga boyuna sahip olan mavi ışığı saçır; böylece mine, renksiz olmasına rağmen mavimsi görünür. Bu özellik dişe optik derinlik ve canlılık verir.(Stephen, 2003; Sundar ve Amber, 1999; Ten Bosch ve Coops, 1995)

Parlaklık: Yüzeye cilalı görünüm veren özelliktir.(Lee ve ark., 2002) Düzgün ve cilalı yüzeylere gelen ışık, aynı açıyla yansıtılır; ancak pürüzlü yüzeylere gelen ışık, yüzeyde dağınık ve daha az parlak görünür. (Obregon ve ark., 1981)

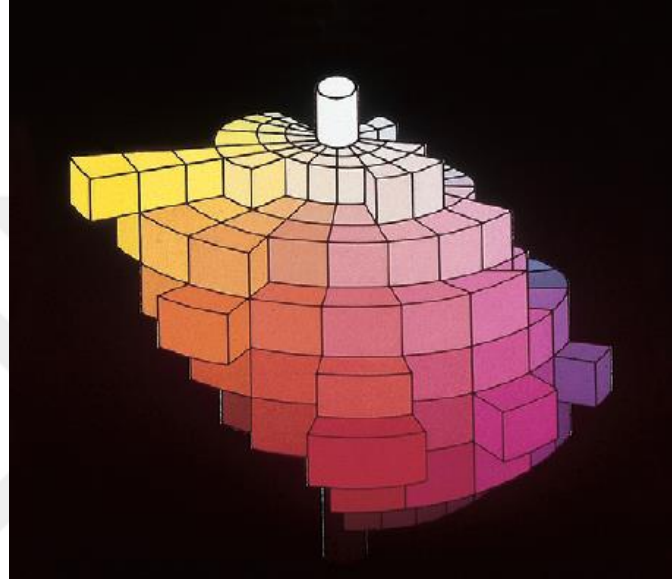
Metamerizm: Belirli bir ışık kaynağı altında aynı renkte görünen cisimlerin, farklı ışık kaynakları altında farklı görünmesi olayıdır. Metamerizm problemini çözmek için, renk seçimi; biri güneş ışığı olmak üzere, birkaç farklı ışık kaynağı altında yapılmalıdır. Metamerizm, laboratuvar ve klinik arasındaki aydınlatma farkından da kaynaklanabilir. Bu nedenle, aydınlatma standardizasyonu sağlanmalıdır. (Wee, 2006)

2.6.2 Renk Sistemleri

Diş hekimliğinde Munsell ve CIE renk sistemleri kullanılır. Munsell skalası kalitatif özellikte olmasından dolayı klinikte yaygın olarak kullanılmaktadır. 1976'da geliştirilen CIE L*a*b* renk sistemi kantitatif veriler sağladığından genellikle araştırmalarda kullanılmaktadır. (Rinke ve ark., 1996; Rosenstiel ve ark., 2006)

2.6.2.1 Munsell Renk Sistemi

Kullanılan en eski renk sistemidir. Bu sistemdeki değişkenler hue (ton), value (parlaklık) ve chroma (doygunluk) 'dır. Value, silindirin dikey ekseninde beyazdan siyaha kadar grinin tonlarını gösterir. Hue, silindirin çevresindeki halka üzerindedir ve beş ana, beş ara renge ayrılmaktadır. Chroma ise yatay yöndedir ve merkezden dışarı doğru yoğunluğu artmaktadır. (Horn ve ark., 1998)

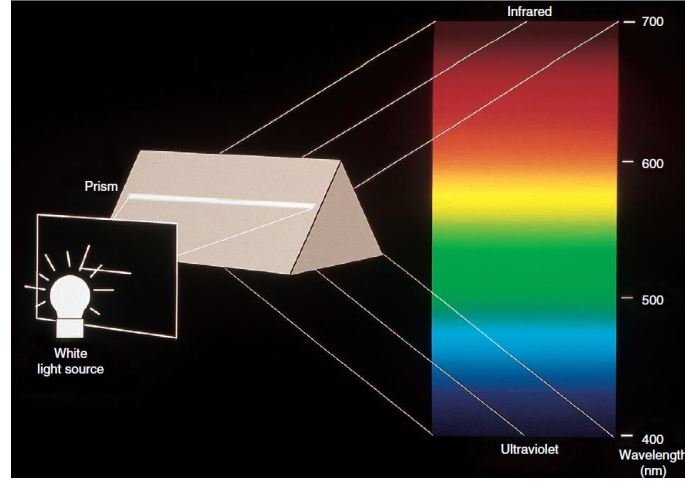


Resim 2.12. Renk uzayının üç boyutu, Munsell renk uzayı
(K. Anusavice, 2012)

Hue (Ton)

Rengin ana tonudur. VITA Classical renk skalasında A, B, C, D harfleriyle gösterilir. (Fondriest, 2003) Munsell tonu, bir renk ailesini diğerinden ayırmaya yarayan değer olarak tanımlar. (Munsell, 1919)

Göz yaklaşık olarak 400 nm (mor) ila 700 nm (koyu kırmızı) dalga boylarına duyarlıdır. Ana renkler bu aralık içerisinde değişen dalga boylarına adlandırılırlar. (Resim 2.13) Görünür ışık spektrumundaki dalga boylarının karışımı, “beyaz” ışık olarak gelir. Bir cismin görülebilmesi için dışarıdan gelen ışığı yansıtması veya iletmesi gerekir. Yansıyan ışığın dalga boyu cismin hue değerini verir.(K. Anusavice, 2012)



Resim 2.13. Dalga boyu 400 nm (mor) ila 700 nm (kırmızı) arasında değişen görünür ışık spektrumu. (Gün ışığı koşullarında eşit enerji spektrumunun görsel olarak en algılanabilir bölgesi.)

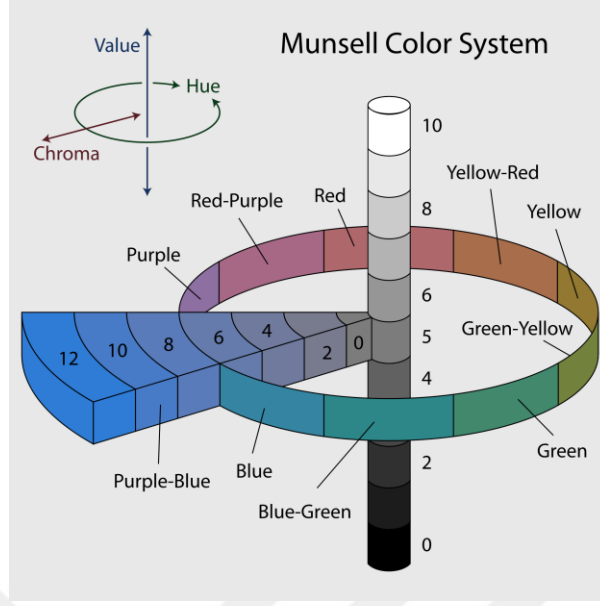
(K. Anusavice, 2012)

Value (Parlaklık)

Munsell, value değerini siyah-beyaz bir skala olarak tanımlar. Bu skalada 10 beyaz, 0 ise siyah rengi ifade eder. Parlaklık arttıkça renk daha açık görünür. Doğal dişin value değeri, 4-8 arasında değişmektedir. (Hammad ve Stein, 1991) Diş veya kron gibi ışığı yansıtan bir nesne için value, renk tonundan bağımsız olarak ölçülebilen bir rengin açıklığını veya koyuluğunu tanımlar.(K. Anusavice, 2012)

Chroma (Doygunluk)

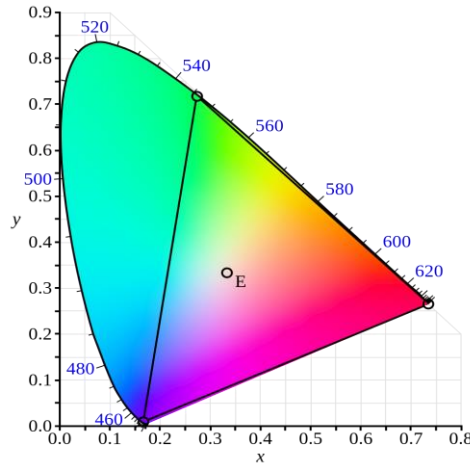
Ana rengin yoğunluğunu ifade eder. Value ile ters orantı gösterir. Diş hekimliğinde chroma ayrı olarak ele alınmaz. Her zaman diş dokularının ve restorasyonların hue ve value değerleri ile ilişkilendirilir. Vita Classical renk skalasında numaralarla ifade edilir. (K. Anusavice, 2012; Fondriest, 2003; Wee, 2006)



Resim 2.14. Munsell renk sistemi
(Munsell renk sistemi)

2.6.2.2 CIEXYZ Renk Sistemi

CIE sistemiyle çalışan renk ölçerlerde, radyasyon kaynağı olarak ksenon ark lambalar kullanılır. Bu lambaya, bazı yardımcı parçaların eklenmesiyle gerekli ışık kaynağı elde edilir. Bu aydınlatıcı ile rengi ölçülecek cisme ışın gönderilir ve cisimden yansıyan ışınlar, kırmızı, yeşil ve mavi filtrelerden geçerler. X, Y ve Z filtreleri olarak isimlendirilen bu filtrelerden geçen enerji miktarları, X,Y,Z parametreleri olarak gösterilirler.



Resim 2.15. CIEXYZ renk sistemi
(CIEXYZ Renk Sistemi)

2.6.2.3 CIELab Renk sistemi

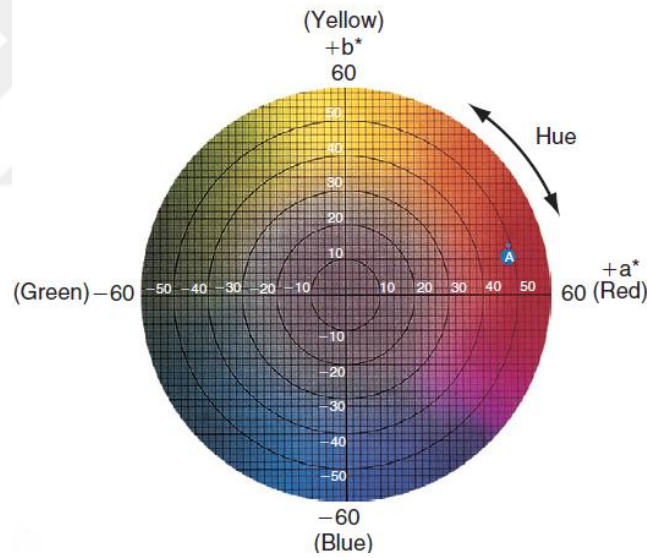
Dental araştırmalarda oldukça yaygın kullanılan bir sistemdir. 1976 yılında, Commission Internationale de l'éclairage tarafından geliştirilmiştir. Munsell renk sisteminde olduğu gibi 3 farklı eksen bulunmaktadır. Bu eksenler şu şekildedir:

L: Dikey eksenidir. Cismin beyaz (+)- siyah (-) arasındaki parlaklık değerini verir. Saf siyahın L^* değeri 0 iken, saf beyazın L^* değeri 100'dür.

a: Yatay eksenidir. Cismin kırmızı(+)-yeşil(-) arasındaki chroma değerinin verir.

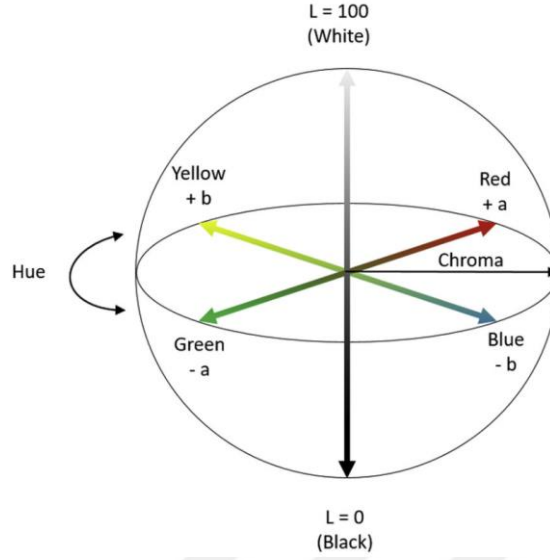
b: Yatay eksen. Cismin sarı(+)-mavi(-) arasındaki chroma değerini verir. (Kahramanoğlu ve Özkan, 2013)

Bu değerlerin, Munsell renk sisteminde bulunan hue ve chroma değerleri ile direkt bağlantısı yoktur.(Joiner, 2004; Seghi ve ark., 1986)



Resim 2.16. a ve b renk değerlerinin değişimi

(K. Anusavice, 2012)



Resim 2.17. L,a,b değerlerinin renk uzayında gösterimi
(L,a,b renk uzayı diyagramı)

CIE L*a*b* sistemiyle çalışan cihazların çalışma prensibi, belirli bir açıda ışın gönderip, geri dönen ışınların yansımaya değerlerini ölçmeye dayanır. (Müdüroğlu ve ark., 2018) Bu 3 eksenin kesişim noktası renk değerini verir. CIE L*a*b* renk sisteminde iki renk arasındaki renk farkını hesaplamak mümkündür. (Seghi ve ark., 1986) ΔE^* renk farklılıklarının bir ölçüsü olarak kullanılır ve aşağıdaki denkleme göre hesaplanabilir:(Hindle ve Harrison, 2000; Karamouzou ve ark., 2007)

$$\Delta E = [(L1^* - L0^*)^2 + (a1^* - a0^*)^2 + (b1^* - b0^*)^2]^{1/2}$$

Çalışmalara göre:

$\Delta E^* = 0$ ise, renk sabit olarak tanımlanır.

$\Delta E^* = 0,5-1$ arasında ise, renk farkı klinik olarak algılanmaz.

$\Delta E^* = 1-2$ arasında ise, renk farkı gözlemcilerin %50'si tarafından algılanabilir. Amerikan Diş hekimleri Birliği (ADA) standardına göre ΔE^* toleransı 1'dir.

$\Delta E^* = 3,7$ ise gözlemcilerin %100' ü tarafından algılandığından, $\Delta E^* = 3,7$ klinik olarak kabul edilebilir eşik olarak tanımlanmıştır.

ΔE^* değerleri, yaklaşık toleranslar olarak kullanılabilse de bazı kişiler 0,5 kadar düşük farklılıkları algılamakta, diğerleri 4'e kadar farkı algılamayabilir. Bu durum, genellikle hastalar, diş hekimleri ve laboratuvar teknisyenleri arasında bir anlaşmazlık kaynağıdır. (Khashayar ve ark., 2014; O'Brien, 2002)

2.6.2.4 CIEDE2000 Renk Sistemi

2001 yılında Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE) en son renk farkı formülü olan ve şu anda ISO/CIE (ISO IOS-J03) standardı olarak kabul edilen CIEDE2000'i (ΔE_{00}) önermiştir. (Lindsey ve Wee, 2007)

CIEDE2000 renk farkı (ΔE_{00}) aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$\Delta E_{00} = [(\Delta L^*/K_L S_L)^2 + (\Delta C'/K_C S_C)^2 + (\Delta H'/S_H S_H)^2 + R_T(\Delta C'/K_C S_C)(\Delta H'/K_H S_H)]^{1/2}$$

Burada $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ parlaklık, chroma ve renk tonu farklılıklarıdır ve R_T mavi bölgedeki chroma ve renk tonu farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklayan bir fonksiyondur. Rotasyon fonksiyonu olarak adlandırılır. K_L , K_C , K_H , deneysel koşullar için düzeltme terimleridir. (Ghinea ve ark., 2010)

CIEDE2000 formülüne göre:

$$\Delta E_{00} = 1,1 \text{ algılanabilirlik eşiği}$$

$$\Delta E_{00} = 2,8 \text{ kabul edilebilirlik eşiği olarak bildirilmiştir. (Perez ve ark., 2018)}$$

Gómez-Polo ve ark. CIEDE2000 formülünün, insan gözü tarafından algılanan renk farklılıklarını CIELab formülüne benzer şekilde yansıttığını bildirmişlerdir, (Gómez-Polo ve ark., 2020) ancak yapılan çalışmalarda, ağırlıklı olarak CIELAB renk farkı formülünü kullanılırken, CIEDE2000 formülünü kullanan çalışma sayısı sınırlıdır. (Ghinea ve ark., 2010)

2.6.3 Renk Ölçüm Yöntemleri

2.6.3.1 Görsel Ölçüm

Renk seçimi için en çok kullanılan yöntemdir. Dental, gingival ve fasiyal renk skalaları mevcuttur. Gingival ve fasiyal skalalar çok sık kullanılmaz. Dental skalalar ile yapılan seçimler, hastanın dişi ile skalanın karşılaştırılması ile yapılır. Gözle yapılan renk seçimleri, bireyler arası renk algılamadaki farklılıklardan dolayı objektif değildir. Bu nedenle tutarsızlıklara yol açabilir. İlk sistematik renk skalası, Clark tarafından üretilen "Tooth Color Indicator" dır.

1950’lerin ortalarında “Vitapan Classical” (VC, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ve 1990’ların sonlarında “Toothguide 3D-Master” (TG, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) skalasının piyasaya sürülmesiyle renk skalaları geliştirilmiştir. “Vitapan 3D ShadeMaster” sistemi geleneksel harf/numara sınıflandırmasından farklıdır.

Vitapan Classical

Bu skalada renkler, “hue” değeri baz alınarak dizilmiştir. 16 adet renk bulunmaktadır. Ton harfler ile, chroma numaralar ile gösterilmektedir. A: kırmızımsı kahverengi, B: kırmızımsı sarı, C: gri, D: kırmızımsı gri rengi ifade eder. (Resim 2.18)



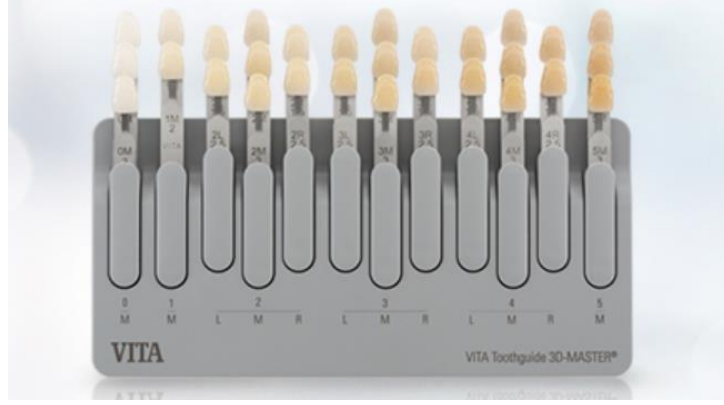
Resim 2.18. VITA classical renk skalası
(*Vita Classical Renk Skalası*)

Bu skala ile sırasıyla, hue, chroma ve value seçimi yapılır. (Brewer ve ark., 2004; Turgut ve Bağış, 2012)

VITA Toothguide 3D-Master Renk Skalası

“Value” değeri baz alınarak tasarlanmıştır. 26 adet renk bulunmaktadır. (Resim 2.19) Vitapan Classical ile karşılaştırıldığında, VITA Toothguide’ın doğal dişlerle daha uyumlu olduğu tespit edilmiştir. Renkler, azalan value sırasına göre soldan sağa doğru gruplandırılmış ve hue (renk tonu) değerlerine göre sıralanmıştır. Her value değeri için üç farklı chroma seviyesi (1, 2, 3) yukarıdan aşağıya sıralanmıştır. (Sengez ve Dörter, 2019; Trakyalı, 2013)

Daha yüksek rakamlar daha koyu renkleri, daha düşük rakamlar ise daha açık renkleri gösterir. “L” harfi sarı renk tonunu, “R” harfi kırmızı renk tonunu ve “M” harfi ise sarı-kırmızı tonunu belirtir. (Paravina ve Powers, 2004)



Resim 2.19. VITA Toothguide 3D-Master Renk Skalası
(VITA Toothguide 3D-Master Renk Skalası)

2.6.3.2 Enstrümantal Ölçüm

Cihazlarla yapılan renk ölçümleri, gözle ölçüme göre daha objektif ve güvenilirdir. Renk ölçümünde kullanılan cihazlar, spektrofotometreler ve kolorimetrelerdir. Klinik kullanımları pek yaygın olmasa da bilimsel araştırmalarda sıklıkla kullanılırlar. Bu aletler, rengin CIE L*a*b* parametreleri cinsinden değerini ölçebilir ve iki renk arasındaki farkın sayısal olarak hesaplanmasına olanak tanır.(Okubo ve ark., 1998)

Diş hekimliğinde kullanılan renk ölçüm cihazlarının bazıları Çizelge 2.1’de listelenmiştir. (Goodacre ve ark., 2009)

Çizelge 2.1. Renk ölçüm cihazları

Cihaz	Üretici Firma	Cihaz Tipi
ClearMatch	Clarity Dental, Salt Lake City, U	Dijital görüntü analiz yazılımı
CrystalEye	Olympus America, Center Valley, PA	Spektrofotometre
Vita Easyshade	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Spektrofotometre
Shade-X	X-Rite, Grandville, MI	Spektrofotometre
ShadeVision	X-Rite, Grandville, MI	Kolorimetre
SpectroShade Micro	MHT, Niederhasli, Switzerland	Spektrofotometre

Kolorimetre

Kolorimetre, rengi standart aydınlatma koşulları altında, yalnızca tristimulus değerleriyle ölçer. Kolorimetre dedektöründe, insan gözündeki koni tipi hücrelere benzer üç farklı sensör bulunur. Bu sensörler, yansıyan ışık ışınlarını kırmızı, yeşil ve mavi renk bileşenlerine ayırarak CIE'nin $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ değerlerini elde eder. (Paravina ve Powers, 2004) Kullanımı için düz bir yüzey gerektirmesi nedeniyle diş hekimliğinde kullanımı çok uygun değildir. Metamerizmi ayırt edemez. Genellikle otomobil ve tekstil sektörlerinde basit renk ölçümleri için kullanılır.



Resim 2.20. Kolorimetre cihazı
(Kolorimetre)

Spektrofotometre

Spektrofotometre cihazlarında "çoklu sensör" denilen spektrofotometrik sistem bulunur. Birçok dalga boyunda detaylı ölçüm yapabilen çok sayıda sensör bulundurur ve kolorimetrenin aksine, metamerizmi ayırt edebilme özelliği vardır. Diş hekimliğinde renk seçimi konusundaki en güvenilir ve kullanışlı cihazlardır. Bu nedenle, genellikle bilimsel çalışmalarda tercih edilirler. (Kahramanoğlu ve Özkan, 2013). Temel olarak, cisimden yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranını ölçerek çalışırlar. Bu cihaz yansıyan ışığı görünür spektrumda 1-25 nm'lik aralıklarda ölçmektedir. Piyasadaki yaygın spektrofotometreler; Easyshade Compact, Easyshade Advance, Shade X, ShadeStar olarak sayılabilir. (Kurt ve ark., 2016)

VITA Easyshade spektrofotometre, 2002 yılında piyasaya sürülen bir diş hekimliği cihazıdır. Cihaz, fiberoptik bir kablo ile ana üniteye bağlanan bir el aparatından oluşmaktadır. Kontak tip probun çapı yaklaşık 5 mm'dir ve içinde 19 adet 1 mm çapında fiberoptik demet bulunmaktadır. Ölçüm sırasında diş, probun etrafındaki periferden gelen ışıkla aydınlatılmaktadır. El aparatında bulunan çok sayıda spektrometre, ışık kaynağını ve diş yüzeyinden yansıyan ışığı ölçmektedir. Filtre ve fotodiyotların kombinasyonu, fiberler aracılığıyla yüzeyden yansıyan ışığı alır. Bu donanım sayesinde yayılan ışığın spektral yansımaları, 25 nm aralıklarla ölçülmektedir. Ölçüm başlamadan önce uygun mod (diş, restorasyon) seçilmelidir.(Brewer ve ark., 2004)



Resim 2.21. Spektrofotometre
(*Spektrofotometre*)

Spektroradyometre

Parlaklık ve ışıyım gibi radyometrik değerleri ölçmek için tasarlanmış cihazlardır. Spektroradyometrik yöntemler, cisimlerin kimyasal yapısından kaynaklanan özgün ışıyım değerlerini belirlemeye dayanır. Radyometrik enerji ölçümleri, genellikle görünür spektrumda belirli aralıklarda yapılır ve monokromatörler, dar bir dalga boyu bandını seçerek ışın demetini oluşturur. Bu ışın demeti, odaklayıcı optikler aracılığıyla dedektöre yönlendirilir ve radyant güç elektriksel bir sinyale dönüştürülerek okuyucuya iletilir. Toplayıcı optikler, teleskop tip lenslerle birleştirildiğinde tele-spektroradyometreler oluşturulur ve bu cihazlar renk ölçümünde yaygın olarak kullanılır. Spektroradyometreler geniş bir uygulama yelpazesine sahiptir; endüstriden tıba ve doğa bilimlerinden kimyaya kadar birçok alanda uzun süredir kullanılmaktadır.(Doğan ve Yüzügüllü, 2011)

Dijital Kameralar

Dijital kameralar, renk ölçümünde popülerlik kazanmıştır. Bunun sebebi, cismin renk görünümünün imaj hâlinde elde edilmesidir. Bunun avantajları arasında morfoloji, yüzey yapısı, renk dağılımı gibi bilgilerin laboratuvara aktarılabilmesi ve hekim-teknişyen iletişimde büyük fayda sağlaması bulunmaktadır. (Jarad ve ark., 2005) Kameralar tek başına ölçüm cihazı değildir, bu nedenle klinikte elde edilen dijital görüntü bilgisayarda analiz edilir. (Turgut ve Bağış, 2012)



3 GEREÇ VE YÖNTEM

Frezeleme makinesinde (Redon Technology, Redon Hybrid, Türkiye) kullanılan bloklar, IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein) bloklardır. Kullanılan implant analoğu ve ti-base dayanak, Evosoft (Evossimplant, Türkiye) markasına aittir.

Çalışmada kullanılan cihazlar Çizelge 3.1’ de belirtilmiştir:

Çizelge 3.1. Kullanılan cihazlar

Cihaz	Üretici Firma, Marka, Ülke
İntraoral Tarayıcı	3 Shape, Trios 3, Danimarka
Kazıma Cihazı	Redon Technology, Redon GTR, Türkiye
Sinterizasyon Fırını	Redon Technology, Redon Rapid, Türkiye
Stereomikroskop	Leica Microsystems Ltd., Leica Model M80, Almanya
Seramik Fırını	Programat P310, Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein
Spektrofotometre	Vita Easyshade V, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya

Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmalar ve içerikleri Çizelge 3.2’de belirtilmiştir:

Çizelge 3.2. Kullanılan materyaller

Materyal	Üretici firma	İçeriği
IPS e.max ZirCAD Prime	Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein	Zirkonyum oksit (ZrO_2): %87 – %95.5 Yttrium oksit ($Y_2 O_3$): > %4.5 – ≤ %7 Hafnium oksit (HfO_2): ≤ %5 Aluminyum oksit: ($Al_2 O_3$): ≤ %1 Diğer oksitler: ≤ %1.5
Variotime Tip A Silikon	KULZER, Almanya	Pilivinil siloksan Katalizör
Imicryl Self Cure Akrilik	Imicryle, Türkiye	Metil metakrilat (MMA) Polimetil metakrilat (PMMA)
Addplus Tip C silikon	Addcosil, Türkiye	Tip C Silikon Katalizör
Patern rezin	GC , ABD	Toz: Polimetil metakrilat Polietil metakrilat Dibenzoil peroksit Likit: Metil metakrilat 2-Hidroksietil-metakrilat
Ivocalor glazür	IPS Ivocalor, Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein	Alkali Aluminosilikat Cam Solvent
Siman	Poly-carboxylate, WP Dental, Almanya	Polikarboksilat siman

3.1 Referans Modelin Hazırlanması:

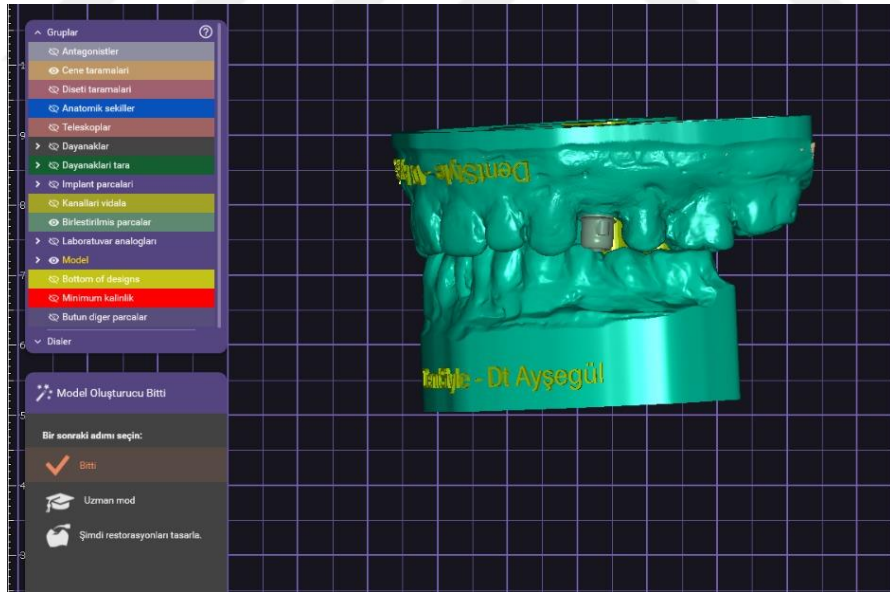
Çalışmamızda referans modelin eldesi için standart tam dişli üst çene modeli kullanıldı. Üst çene modelinden dişler, tornavida yardımıyla çıkarıldı. A tipi Variotime (Kulzer, Almanya) silikonla tüm çeneyi kaplayacak standart ağız içi metal ölçü kaşığı ile ölçü alındı. Polivinil siloksan ölçü maddesi, katalizörü ile 1:1 oranında homojen bir şekilde karıştırılarak metal ölçü kaşığını tamamen kaplayacak şekilde yerleştirildi. Ölçü kaşığı, tüm arkı kaplayacak şekilde modele basınçla uygulandı. Ölçü maddesinin sertleşmesinin ardından, ölçü maddesi metal ölçü kaşığıyla birlikte modelden ayrıldı. Elde edilen ölçüden tip 4 sert alçı kullanılarak bir alçı model hazırlandı. Elde edilen model üzerine 24 numaralı diş eksik bırakılacak şekilde tam ark diş dizimi ve modelaj yapıldı. Kullanılacak olan implant analogu ile implant taşıma parçası birleştirildi. Modeldeki dişsiz boşluğa patern rezin eklendikten sonra, implant analogu, paralelometre yardımıyla model üzerindeki dişsiz boşluğa boyun hizasına kadar yerleştirildi ve patern rezinin polimerize olmasıyla birlikte çene modeli, paralelometreden ayrıldı.

3.2 Dijital Ölçülerin Alınması:

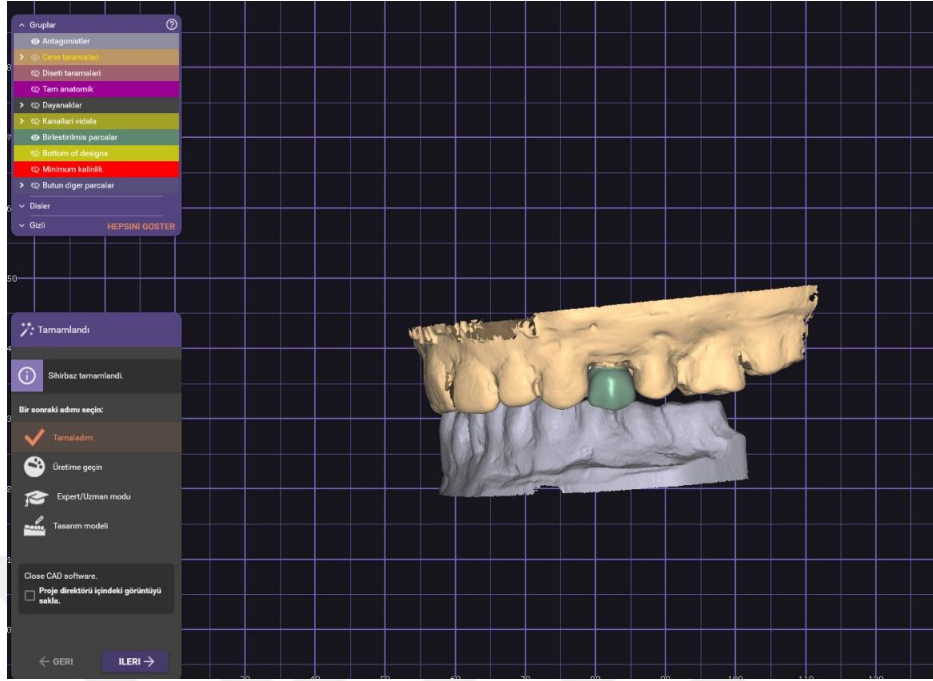
Ana modelde, 24 no'lu bölgeye model içerisindeki analog parçaya oturacak şekilde dijital ölçü postu yerleştirildi. Dijital ölçülerin alınması, Trios 3 (3Shape, Danimarka) cihazı kullanılarak firmanın önerdiği tarama stratejilerine uygun şekilde yapıldı. (Resim 3.1) Elde edilen dijital veriler kaydedilerek bir tasarım programı olan Exocad (Align Technology Inc., ABD) yardımıyla tarama verilerine uygun kron ve dayanak tasarımı dijital olarak yapıldı. (Resim 3.2, Resim 3.3) Bireysel dayanak, ti-base üzerine yapıştırılacak şekilde tasarlandı ve kronlar için siman aralığı ADA (American Dental Association) No:8'e uygun şekilde göre 35 mikronmetre olarak ayarlandı. (Paffenbarger ve Beall, 1937)



Resim 3.1. Dijital ölçülerin alınması



Resim 3.2. Bireysel dayanak tasarlanması



Resim 3.3. Kron tasarım aşaması

3.3 Çalışma Gruplarının Oluşturulması:

Elde edilen veriler doğrultusunda oluşturulan kron ve dayanak tasarımı, frezeleme (Redon Technology, Redon GTR, Türkiye) cihazına STL formatında aktarıldı. (Resim 3.4) Kron ve dayanak üretimi için 3-YTZP ve 5-YTZP içerikli zirkonya diskler (IPS e.max ZirCAD Prime) kullanıldı. Frezeleme işlemi sonrası n=12 olacak şekilde toplamda 12 adet zirkon kron ve 1 adet zirkon ti-base üzeri dayanak elde edildi. Elde edilen restorasyonlar sinterleme fırınında maksimum sıcaklık 1500 °C olacak şekilde, 120 dakika boyunca sinterize edildi. (Resim 3.5)



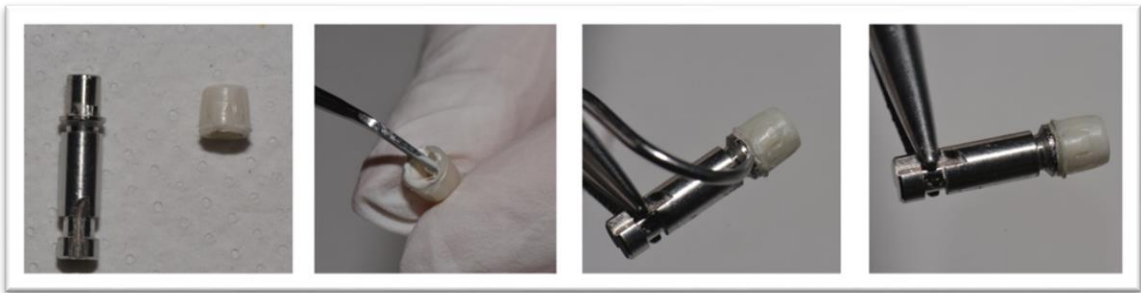
Resim 3.4. Frezeleme cihazı



Resim 3.5. Sinterizasyon cihazı

3.4 Akrilik Jiglerin Oluşturulması:

Bir adet implant analoguna, kullanılacak olan standart ti-base, implant anahtarı yardımıyla sabitlenip, hazırlanan bireysel dayanak, bu ti- base üzerine polikarboksilat siman (WP Dental, Almanya) ile simante edildi. Simanın sertleşmesi tamamlandıktan sonra, marjinal aralıktan taşan siman artıkları sond yardımıyla temizlendi. Referans olarak belirlenen bir kron, bireysel dayanak üzerine takıldı. (Resim 3.6)

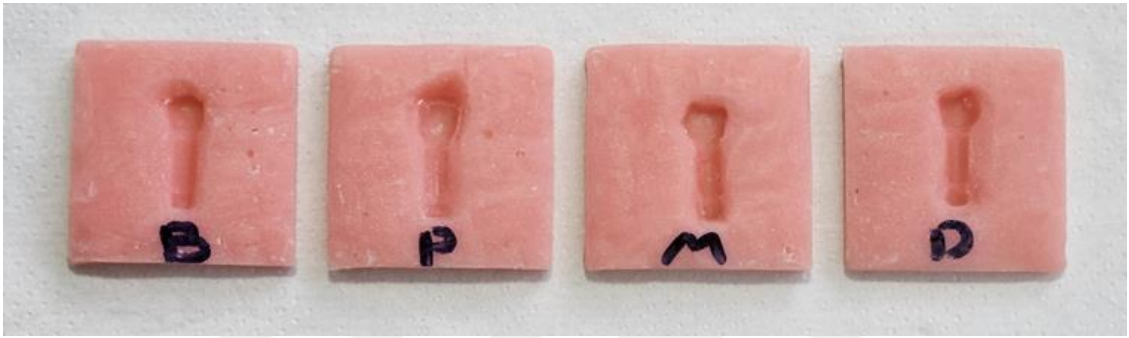


Resim 3.6. Bireysel dayanağın ti-base üzerine simantasyonu

2 cm x 2 cm x 2 cm boyutlarındaki plastik küp, katalizör ile karıştırılarak hazırlanmış Addplus Tip C (Addcosil, Türkiye) silikon içerisine gömüldü. Silikon sertleşene kadar beklenip, siman spatülü yardımıyla çıkarıldı ve akriliğin dökülebilmesi

için bir silikon kalıp oluşturuldu. Imicryl marka soğuk akrilik (Imicryl, Türkiye) 10 gr. sıvı / 24 gr. toz oranına uygun şekilde karıştırılıp silikon kalıbın içine döküldü.

Referans olarak belirlenen kron, analog parça ile beraber, gömülecek olan yüzeyine vazelin uygulandıktan sonra yarısı akriliğin dışında kalacak şekilde silikon kalıbın orta kısmına yerleştirildi. Akriliğin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, siman spatülü yardımıyla akriliğin içinden çıkarıldı. Bu işlem kronun bukkal, palatinal, mesial ve distal yüzeyleri için ayrı ayrı uygulandı ve dört adet akrilik jig elde edildi. (Resim 3.7)



Resim 3.7. Akrilik jigler

3.5 Marjinal Uyumun Değerlendirilmesi:

Sinterizasyon işlemi tamamlanmış olan kronlar, bireysel dayanak üzerine yerleştirildikten sonra, stereomikroskop altında standart görüntü alabilmek için sırayla akrilik jiglere yerleştirildi. Her bir kronun uyumunu incelemek için, stereomikroskop (Leica Model M80, Almanya) altında x16 büyütmede bukkal, palatinal, mesial ve distal yüzeylerden görüntü alındı. 2. lm ise restorasyonlara glazür (IPS Ivocolor, Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein) uygulaması ve fırınlama sonrasında gerçekleştirildi. Glazür, retici firmanın talimatlarına göre, fırça yardımıyla uygulandı. (Resim 3.8) Vakumlu olarak 710°C' de 1 dakika tutularak Ivoclar programmat P310 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) fırınında pişirme işlemi tamamlandı. (Resim 3.9) Glazür fırınlaması sonrası ölçümler yapıldıktan sonra, kronlar tekrarlanan fırınlama işlemlerine tabi tutuldu. Her fırınlamadan önce, uygulanan glazür tabakası beyaz porselen lastiği ile aşındırılarak yeniden glazür uygulandı ve fırınlama işlemi aynı programla gerçekleştirildi.

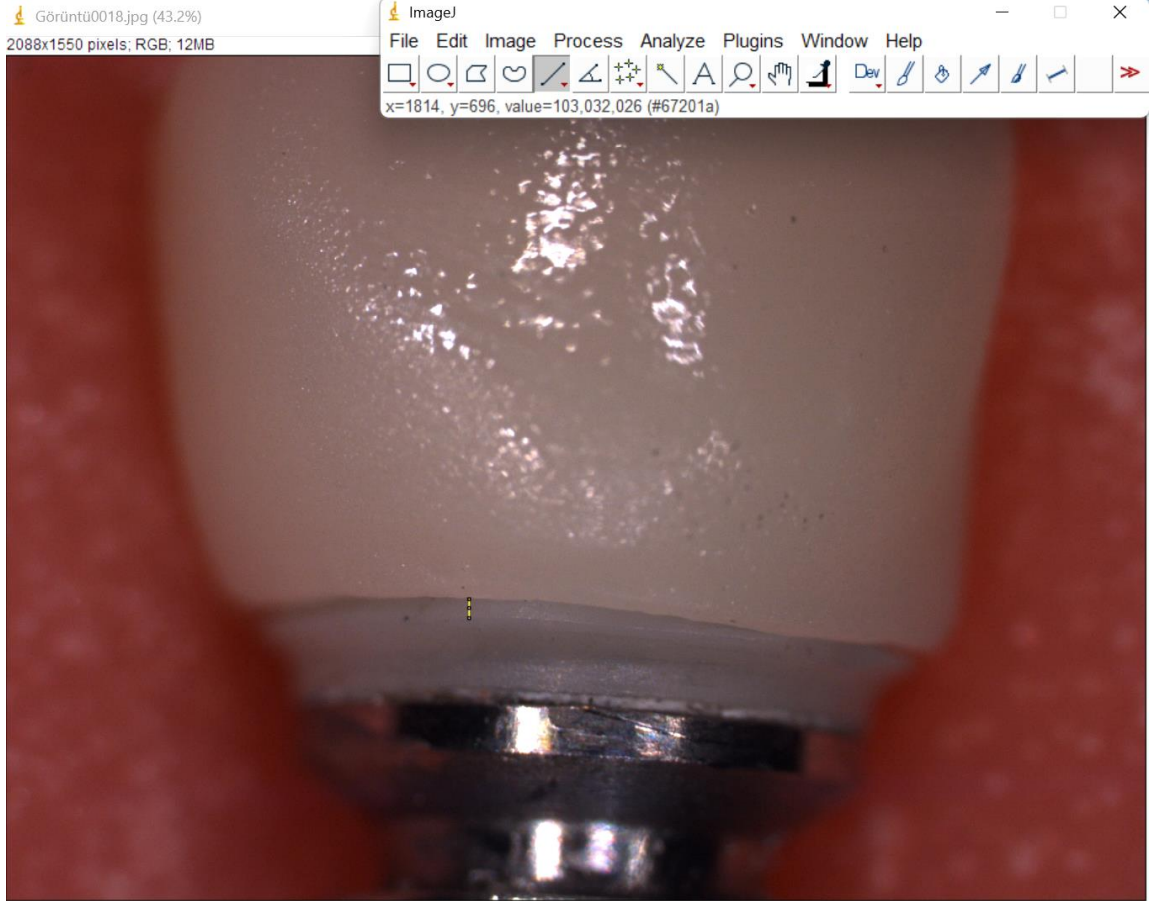


Resim 3.8. Glazür işleminin fırça yardımıyla uygulanması



Resim 3.9. Fırlama işlemi

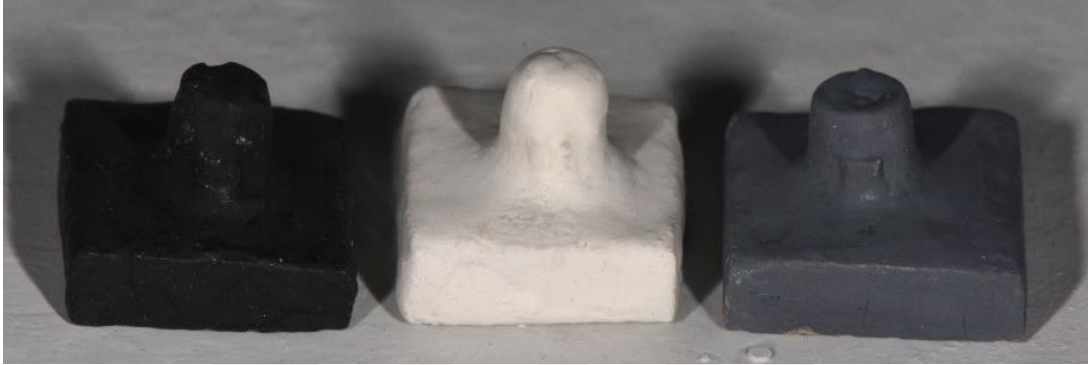
3. ve 5. fırınlamalardan sonra da marjinal uyum ölçümleri aynı şekilde tekrarlandı. Ölçümler sırasıyla; sinterizasyon sonrası(T0), 1.(glazür fırınlaması ,T1), 3.(T2) ve 5.(T3) fırınlama sonrası olmak üzere 4 kez kaydedildi. Daha sonra, alınan görüntülerden her bir yüzey için 15 ölçüm yapılarak toplamda 60 noktadan Image J (National Institutes of Health) programı ile ölçümler yapıldı. (Resim 3.10)



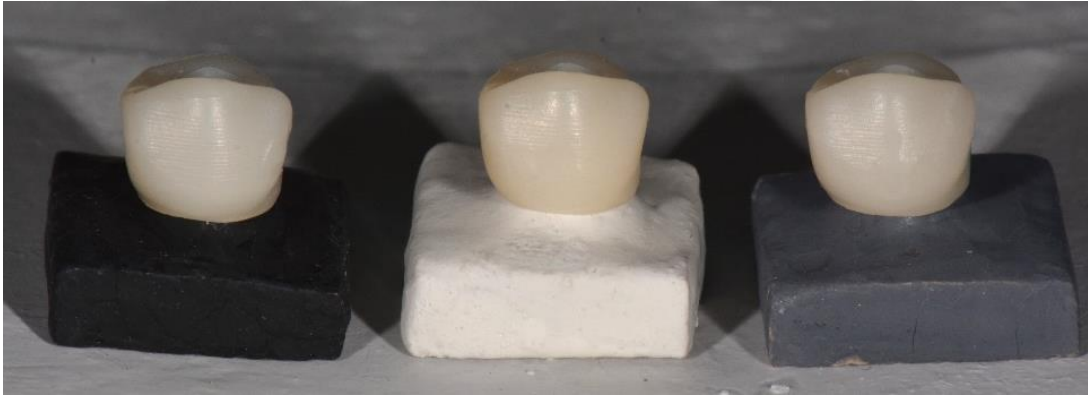
Resim 3.10. Marjinal uyum değerlerinin Image J programı ile ölçülmesi

3.6 Day Modellerin Oluşturulması:

1 cm x 1 cm x 1 cm boyutlarındaki küpün, C tipi silikonla negatifi elde edildikten sonra, oluşan ölçünün merkezine bireysel dayanak dik olarak yerleştirildi. Silikon sertleştikten sonra bireysel dayanak çıkarıldı ve ölçüye sert alçı dökülerek model elde edildi. Bu işlem, 3 kez tekrarlandı ve elde edilen 3 ayrı day modeli, siyah, beyaz ve gri renklere boyanarak translüsensi ve renk değerlerinin ölçümünde arka plan oluşturmaları için hazırlandı. (Resim 3.11, Resim 3.12)



Resim 3.11. Day modeller



Resim 3.12. Day modeller üzerine yerleştirilmiş kronlar

3.7 Renk ve Translüsensi Değerlerinin  l  lmesi:

Hazırlanmış olan her bir kron için klinik spektrofotometre cihazı olan Vita Easyshade V (VITA Zahnfabrik, Bad S ckingen, Almanya) kullanılarak, renk ve translüsensi ölçümleri yapıldı. (Resim 3.13) Cihazın kalibrasyonu, üretici firmanın talimatlarına göre, her ölçümden sonra kalibrasyon blo una yerleştirilip, ölçüm butonuna bir kez basılarak sağlandı. Renk değerlerinin ölçümü için gri day, translüsensi değerlerinin ölçümü için siyah ve beyaz day ve aynı renk arka plan kullanıldı. (Resim 3.14)

Renk ve translüsensi değerlerinin ölçümü; fırınlama öncesi (T0),1.(T1), 3.(T2) ve 5.(T3) fırınlama sonrası olmak üzere 4 kez kaydedildi. Renk ve translüsensi parametresi olarak, optik temasta CIEDE2000 renk farkı (ΔE_{00}) incelendi.

$TP_{00} = [(L_B - L_W / K_L S_L)^2 + (C_B - C_W / K_C S_C)^2 + (H_B - H_W / K_H S_H)^2 + R_t (C_B - C_W / K_C S_C (H_B - H_W / K_H S_H))]^{1/2}$ formülü kullanılarak translüsensi değişimi;

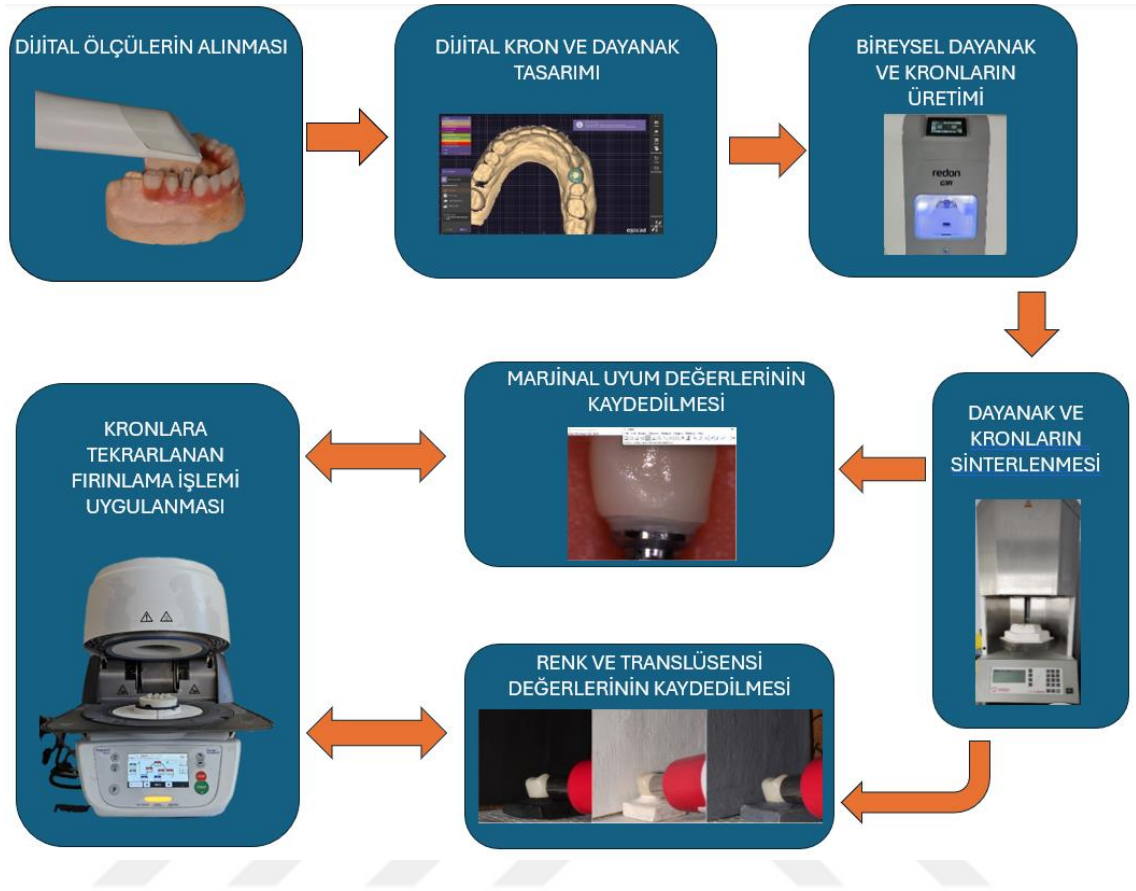
$\Delta E_{00} = [(\Delta L^* / K_L S_L)^2 + (\Delta C^* / K_C S_C)^2 + (\Delta H^* / S_H S_H)^2 + R_T (\Delta C^* / K_C S_C) (\Delta H^* / K_H S_h)]^{1/2}$ formülü kullanılarak renk değişimi değerleri ayrı ayrı hesaplandı.



Resim 3.13. Spektrofotometre cihazı



Resim 3.14. Renk ve translüsensi değerlerinin spektrofotometre ile ölçülmesi



Resim 3.15. Gereç ve yöntem şablonu

3.8 İstatistiksel Analiz:

Çalışmamızda verilerin tanımlayıcı istatistikleri (ortalama, standart sapma, medyan, minimum ve maksimum) yapıldı. Normal dağılım varsayımı Shapiro Wilk testi ile, varyans homojenliği Levene testi ile ve küresellik varsayımı Mauchly's W testi ile kontrol edildi. Normallik varsayımının karşılandığı bağımlı üç grup ortalamaları arasındaki farkın etkileşim etkisi ile incelenmesi için Tekrarlı Ölçümler ANOVA (F ve Greenhouse-Geisser İstatistiği) testi, normal dağılım olmadığında Friedman testi yapıldı. Farkı yaratan grup ya da grupların ortaya çıkartılması için Post Hoc Bonferroni ve Düzeltilmiş Bonferroni testleri kullanıldı. Analizler IBM SPSS 25 (ülke???ABD) programında gerçekleştirildi.

4 BULGULAR

4.1 Marjinal Uyum Ölçüm Bulguları

Sinterizasyon sonrası (T0) marjinal uyum ölçüm bulguları, Çizelge 4.1' de verilmiştir.

Çizelge 4.1. T0 aşaması marjinal uyum ölçüm bulguları

Kron/ Yüzey	Bukkal	Palatinal	Mesial	Distal	Ortalama
1. kron	0,1704	0,065667	0,116533	0,1312	0,12095
2. kron	0,1426	0,08	0,126	0,185867	0,133617
3. kron	0,127267	0,102867	0,103733	0,0946	0,107117
4. kron	0,1832	0,112	0,115933	0,117133	0,132067
5. kron	0,147667	0,144467	0,079733	0,1732	0,136267
6. kron	0,140867	0,0976	0,0828	0,126733	0,112
7. kron	0,0976	0,077733	0,110267	0,104333	0,097483
8. kron	0,130733	0,101	0,094933	0,175	0,125417
9. kron	0,124667	0,099	0,087733	0,1344	0,11145
10. kron	0,109533	0,093333	0,1348	0,0988	0,109117
11. kron	0,126533	0,100733	0,100467	0,135267	0,11575
12. kron	0,160667	0,133333	0,111533	0,160267	0,14145
Ortalama	0,138478	0,100644	0,105372	0,1364	0,120224

Glazür fırınlaması sonrası (T1) marjinal uyum ölçüm bulguları, Çizelge 4.2'de verilmiştir.

Çizelge 4.2. T1 aşaması marjinal uyum ölçüm bulguları

Kron/ Yüzey	Bukkal	Palatinal	Mesial	Distal	Ortalama
1. kron	0,1588	0,11033	0,1114	0,1164	0,124233
2. kron	0,1446	0,138333	0,115333	0,114533	0,1282
3. kron	0,1564	0,1626	0,1454	0,196267	0,165167
4. kron	0,1812	0,1054	0,172533	0,143067	0,15055
5. kron	0,165933	0,1526	0,1596	0,166467	0,16115
6. kron	0,152667	0,123333	0,1302	0,131333	0,134383
7. kron	0,131467	0,088533	0,124333	0,121	0,116333
8. kron	0,154933	0,123867	0,0932	0,1642	0,13405
9. kron	0,132733	0,120467	0,160933	0,112667	0,1317
10. kron	0,1556	0,133867	0,162	0,146133	0,1494
11. kron	0,168267	0,117333	0,1382	0,151267	0,143767
12. kron	0,165733	0,141467	0,126867	0,18	0,153517
Ortalama	0,155694	0,126511	0,136667	0,145278	0,141037

3. fırınlama sonrası (T2) marjinal uyum ölçüm bulguları, Çizelge 4.3'te verilmiştir.

Çizelge 4.3. T2 aşaması marjinal uyum ölçüm bulguları

Kron/ Yüzey	Bukkal	Palatinal	Mesial	Distal	Ortalama
1. Kron	0,178333	0,112067	0,126933	0,124133	0,135367
2. Kron	0,157667	0,1358	0,176333	0,1066	0,1441
3. Kron	0,178533	0,173867	0,1658	0,195	0,1783
4. Kron	0,180067	0,1572	0,174933	0,155667	0,166967
5. Kron	0,189333	0,150533	0,1552	0,1822	0,169317
6. Kron	0,158733	0,161533	0,124067	0,1404	0,146183
7. Kron	0,141467	0,136933	0,155	0,136733	0,142533
8. Kron	0,1528	0,150467	0,108467	0,14	0,137933
9. Kron	0,2274	0,171867	0,180133	0,1748	0,18855
10. Kron	0,168067	0,160133	0,153267	0,161	0,160617
11. Kron	0,164933	0,137333	0,138867	0,1356	0,144183
12. Kron	0,193933	0,161133	0,1442	0,187333	0,17165
Ortalama	0,174272	0,150739	0,150267	0,153289	0,157142

5. fırınlama sonrası (T3) marjinal uyum ölçüm bulguları, Çizelge 4.4'te verilmiştir.

Çizelge 4.4. T3 aşaması marjinal uyum ölçüm bulguları

Kron/ Yüzey	Bukkal	Palatinal	Mesial	Distal	Ortalama
1. Kron	0,188867	0,1398	0,147133	0,1316	0,15185
2. Kron	0,158133	0,156	0,177933	0,148	0,160017
3. Kron	0,177667	0,1542	0,175867	0,1916	0,174833
4. Kron	0,1802	0,1502	0,1704	0,167467	0,167067
5. Kron	0,176533	0,187267	0,161	0,176733	0,175383
6. Kron	0,206133	0,158067	0,1752	0,193933	0,183333
7. Kron	0,156267	0,1554	0,170667	0,144467	0,1567
8. Kron	0,157533	0,1584	0,118733	0,1432	0,144467
9. Kron	0,230733	0,183133	0,2056	0,218933	0,2096
10. Kron	0,1718	0,1628	0,1722	0,166467	0,168317
11. Kron	0,180267	0,139667	0,160533	0,145933	0,1566
12. Kron	0,193667	0,174733	0,1608	0,191333	0,180133
Ortalama	0,181483	0,159972	0,166339	0,168306	0,169025

T0, T1, T2 ve T3 aşamalarında ölçülen değerlere göre marjinal uyum ölçümlerinin dağılımları ve karşılaştırılması Çizelge 4.5'te gösterilmiştir:

Çizelge 4.5. Marjinal uyum değerlerinin karşılaştırması

Ölçümler	Fırınlama	Min.-Maks.	Ort.±S.S.(Medyan)	Test İstatistiği	P
Bukkal	T0	0,1-0,18	0,14±0,02(0,14)	15,068	<0,001*
	T1	0,13-0,18	0,16±0,01(0,16)		
	T2	0,14-0,23	0,17±0,02(0,17)		
	T3	0,16-0,23	0,18±0,02(0,18)		
Palatinal	T0	0,07-0,14	0,1±0,02(0,1)	47,853	<0,001*
	T1	0,09-0,16	0,13±0,02(0,12)		
	T2	0,11-0,17	0,15±0,02(0,15)		
	T3	0,14-0,19	0,16±0,02(0,16)		
Mesial	T0	0,08-0,13	0,11±0,02(0,11)	30,263	<0,001*
	T1	0,09-0,17	0,14±0,02(0,13)		
	T2	0,11-0,18	0,15±0,02(0,15)		
	T3	0,12-0,21	0,17±0,02(0,17)		
Distal	T0	0,09-0,19	0,14±0,03(0,13)	3,404	0,056
	T1	0,11-0,2	0,15±0,03(0,14)		
	T2	0,11-0,2	0,15±0,03(0,15)		
	T3	0,13-0,22	0,17±0,03(0,17)		
Ortalama	T0	0,1-0,14	0,12±0,01(0,12)	32,671	<0,001*
	T1	0,12-0,17	0,14±0,02(0,14)		
	T2	0,14-0,19	0,16±0,02(0,15)		
	T3	0,14-0,21	0,17±0,02(0,17)		

(*p<0,05)

Marjinal aralık ölçümlerinin dağılımları verilmiş ve karşılaştırılmasında tekrarlı Ölçümler ANOVA testi uygulanmıştır. Analizler sonucunda, fırınlama sayısına göre bukkal, palatinal, mesial ve ortalama marjinal uyum ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar belirlenmiştir (p<0,05).

Bukkal yüzey ölçümleri için yapılan Bonferroni testlerine göre T0 ile T1, T2 ve T3 ölçümleri arasında; T1 ile T3 ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir ($p=0,043$, $p=0,006$, $p=0,002$ ve $p=0,041$). T1, T2 ve T3 ölçümleri T0 ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir. T3 ölçümleri T1 ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir.

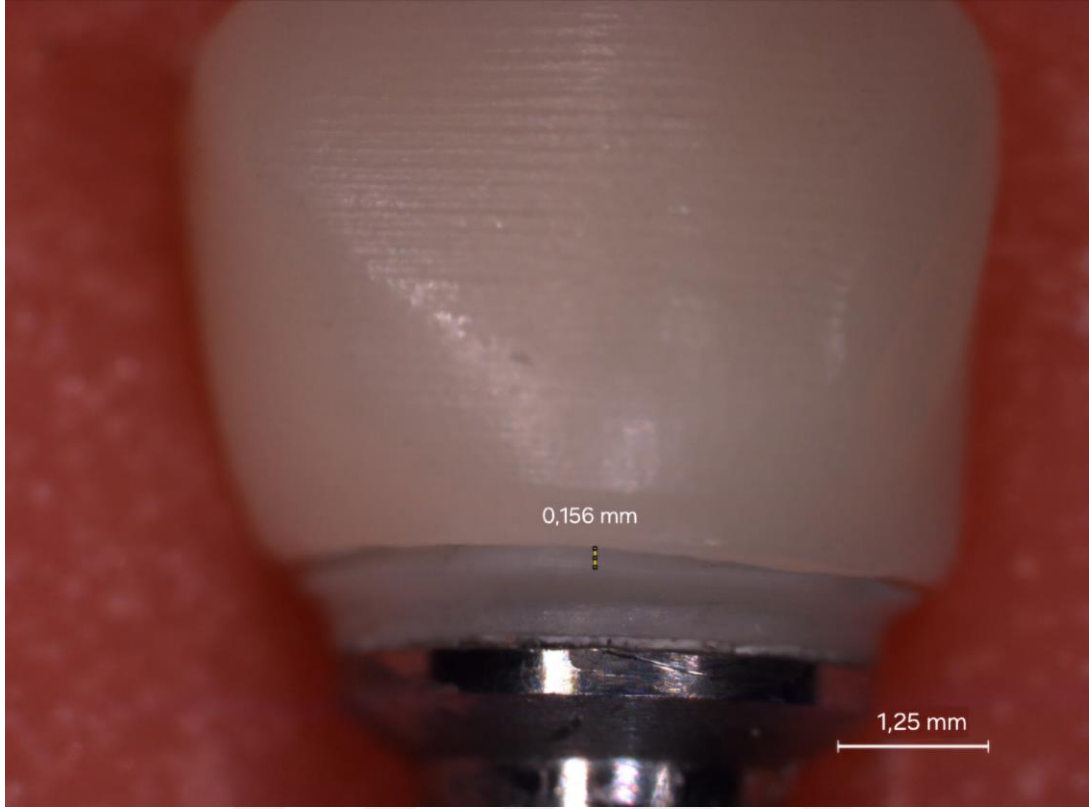
Palatinal yüzey ölçümleri için yapılan Bonferroni testlerine göre T0 ile T1, T2 ve T3 ölçümleri arasında; T1 ile T3 ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar belirlenmiştir ($p=0,043$, $p=0,006$, $p=0,002$ ve $p=0,041$). T1, T2 ve T3 ölçümleri T0 ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir. T3 ölçümleri T1 ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir.

Mesial yüzey ölçümleri için yapılan Bonferroni testlerine göre T0 ile T1, T2 ve T3 ölçümleri arasında; T1 ile T2 ve T3 ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur ($p=0,008$, $p=0,006$, $p=0,005$, $p=0,006$ ve $p=0,006$). T1, T2 ve T3 ölçümleri T0 ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir. T2 ve T3 ölçümleri T1 ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir.

Fırınlama sayısına göre distal yüzey marjinal uyum ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiştir ($p>0,05$).

Ortalama marjinal aralık ölçümleri için yapılan Bonferroni testlerine göre T0 ile T1, T2 ve T3 ölçümleri arasında; T1 ile T2 ve T3 ölçümleri arasında; T2 ile T3 ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmiştir ($p=0,007$, $p=0,001$, $p<0,001$, $p=0,016$, $p=0,003$ ve $p=0,003$). T1, T2 ve T3 ölçümleri T0 ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir. T2 ve T3 ölçümleri T1 ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir. T3 ölçümleri T2 ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir.

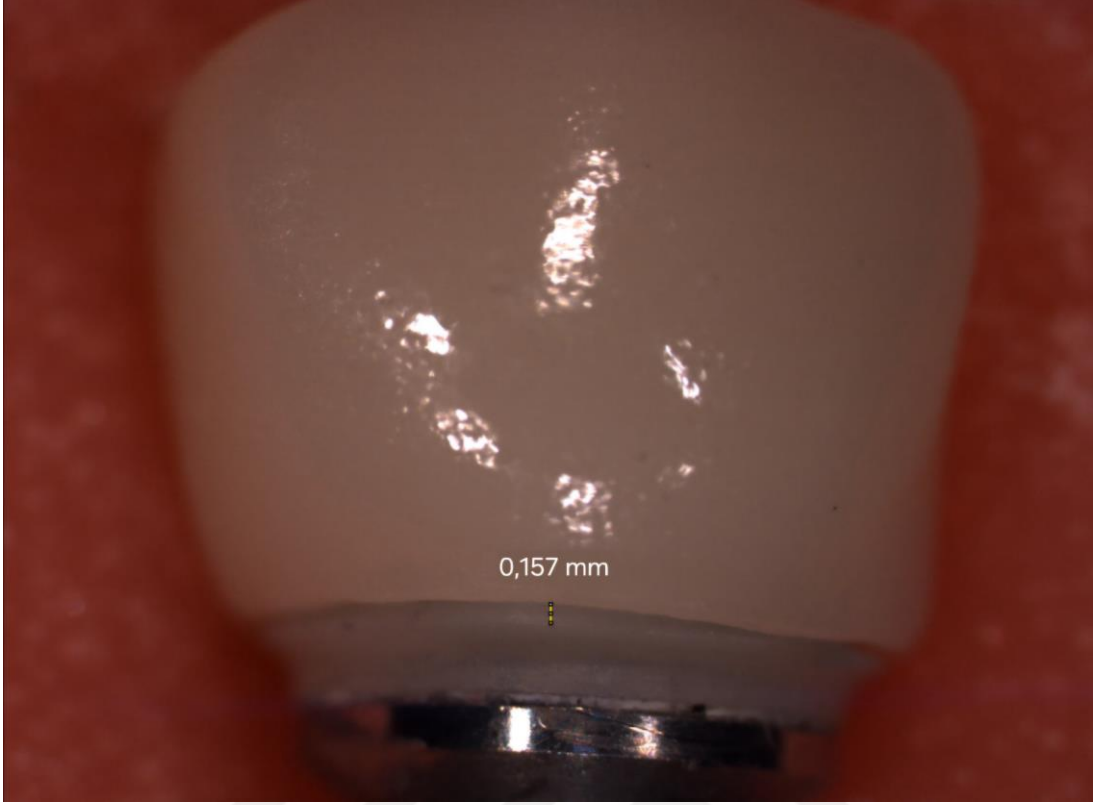
Her bir yüzey için marjinal aralık değişimi resim 4.1(1,2,3,4), 4.2(1,2,3,4), 4.3(1,2,3,4) ve 4.4(1,2,3,4)' te gösterilmiştir:



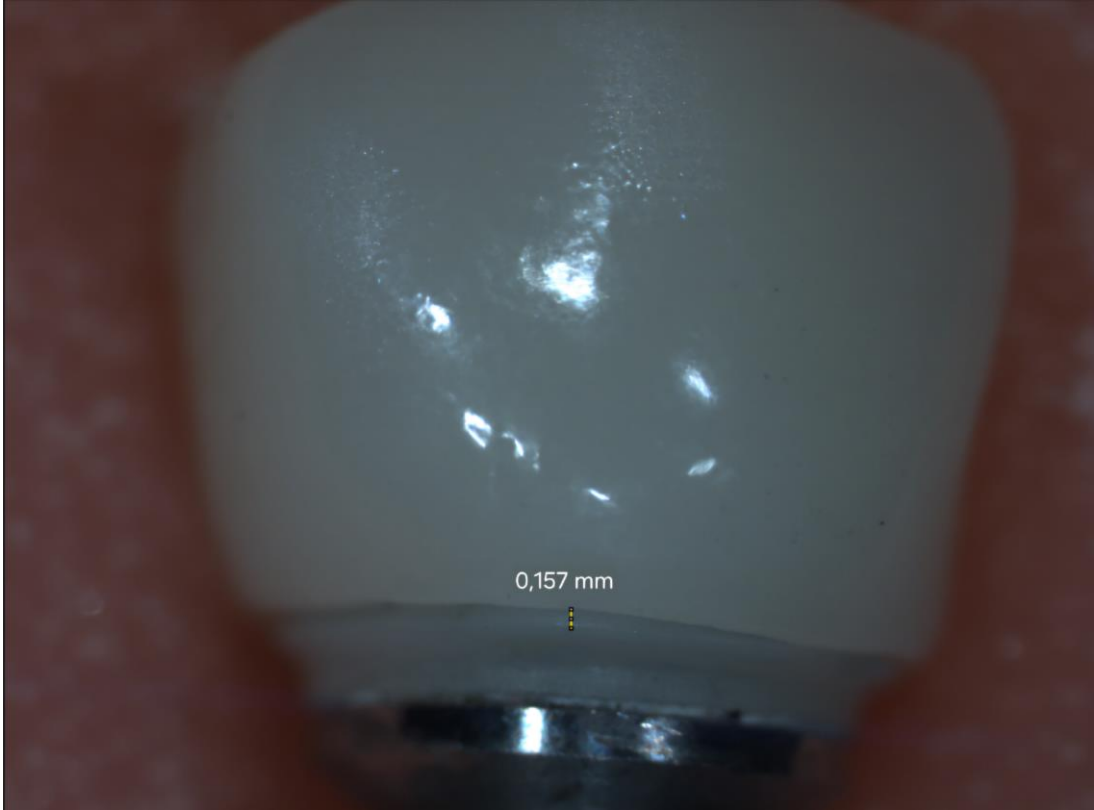
Resim 4.1.1. Bukkal yüzey T0 ölçümü



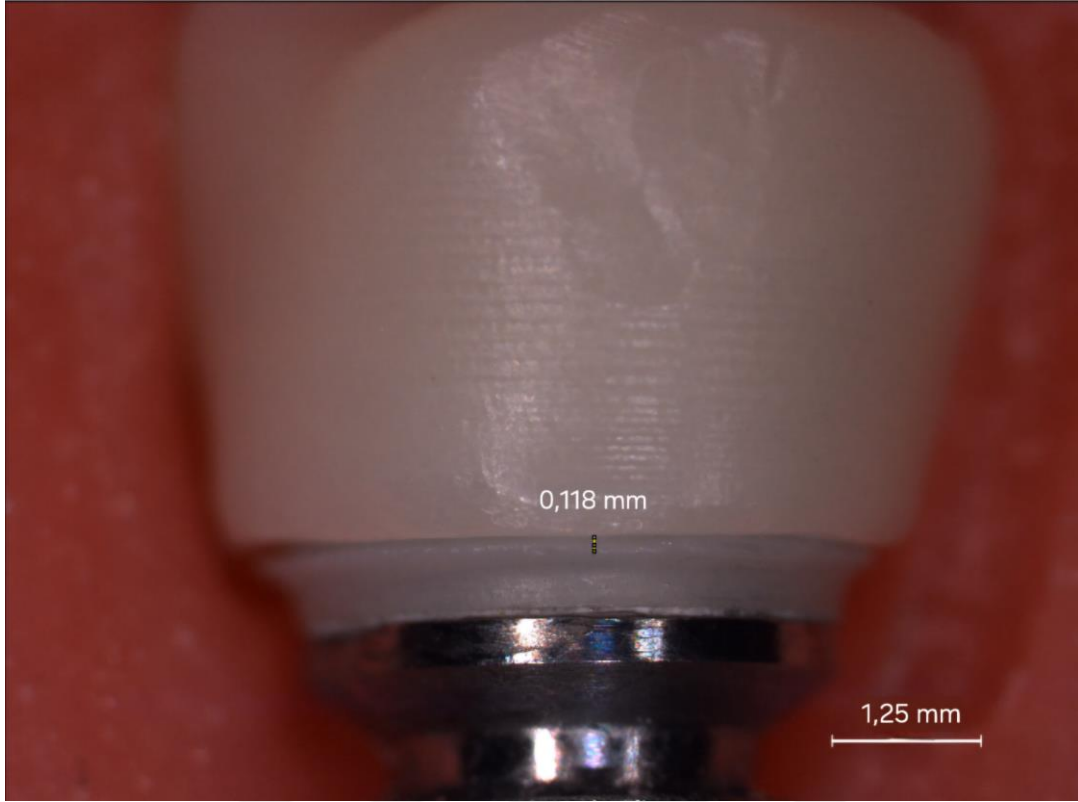
Resim 4.1.2. Bukkal yüzey T1 ölçümü



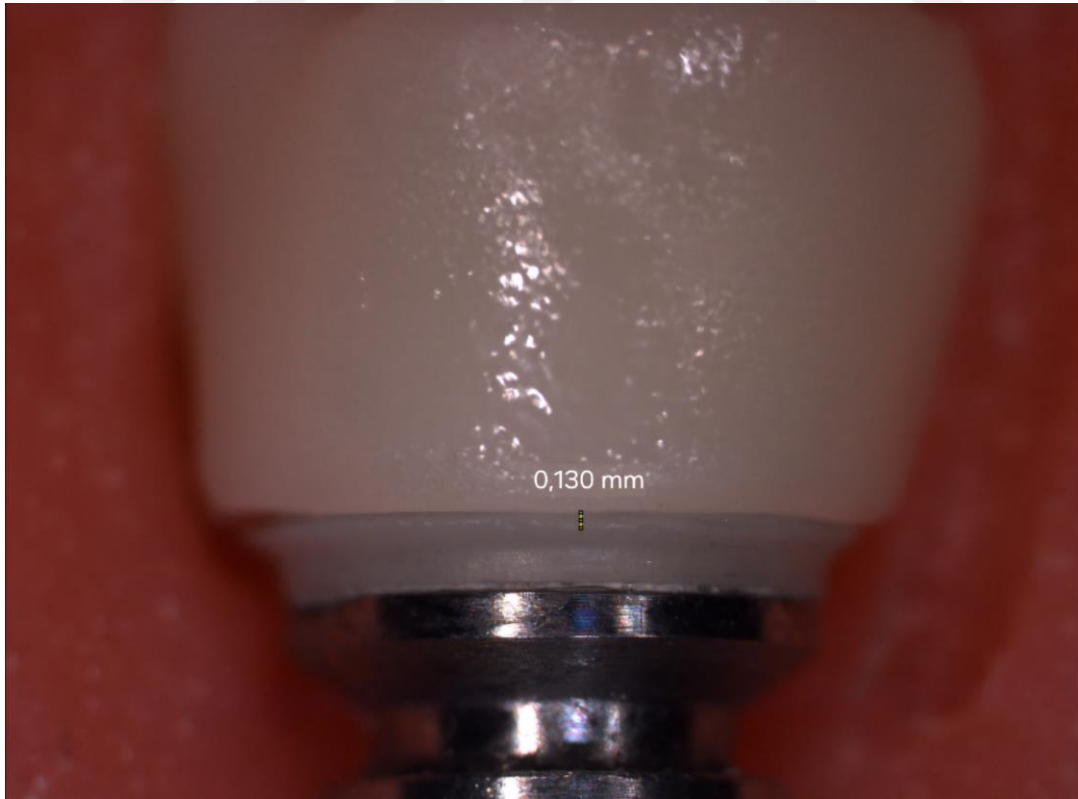
Resim 4.1.3. Bukkal yüzey T2 ölçümü



Resim 4.1.4. Bukkal yüzey T3 ölçümü



Resim 4.2.1. Palatinal yüzey T0 ölçümü



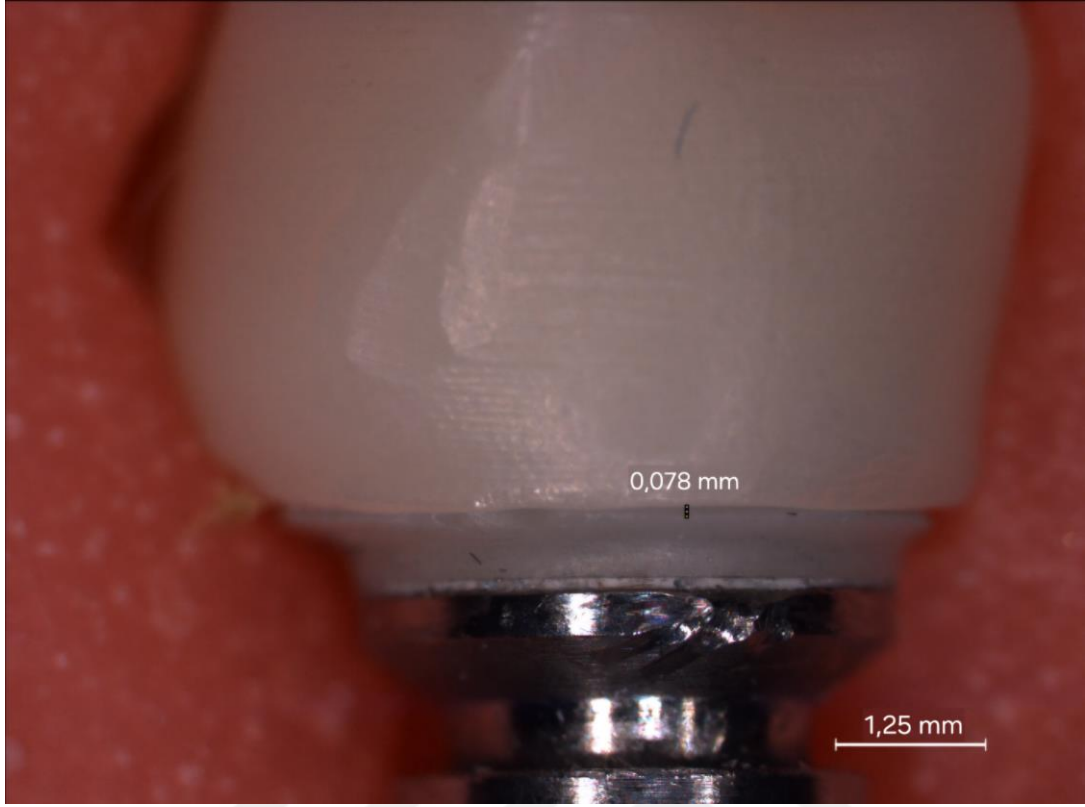
Resim 4.2.2. Palatinal yüzey T1 ölçümü



Resim 4.2.3. Palatinal yüzey T2 ölçümü



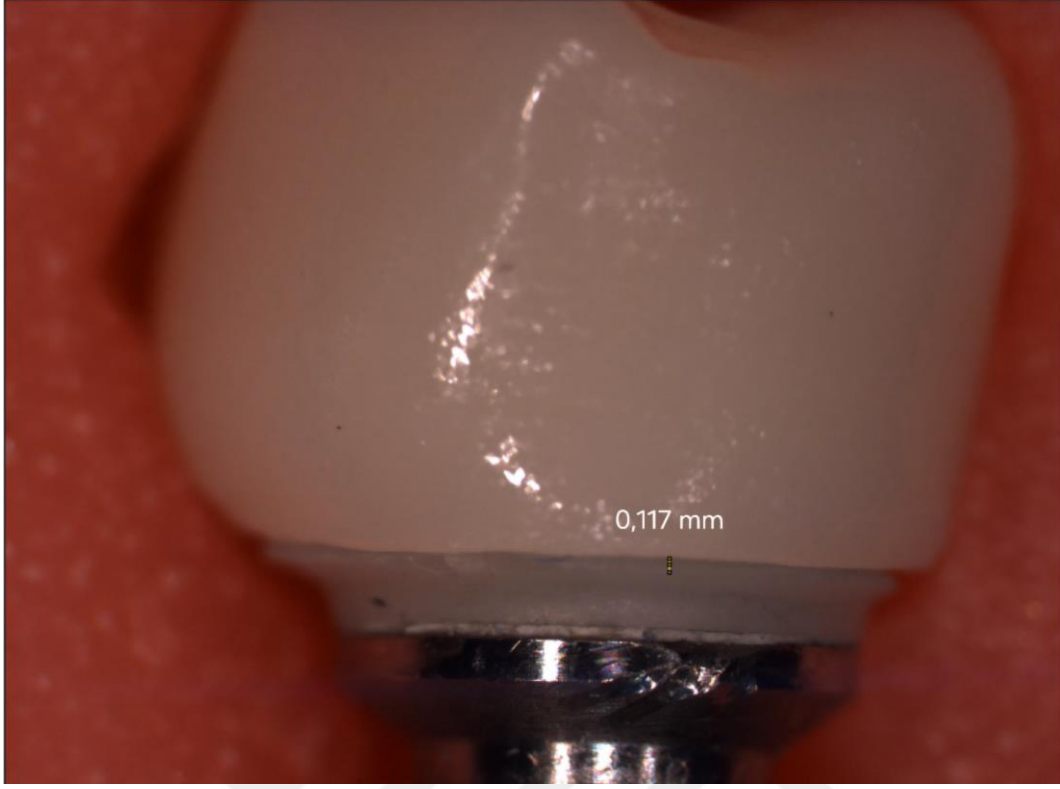
Resim 4.2.4. Palatinal yüzey T3 ölçümü



Resim 4.3.1. Mesial yüzey T0 ölçümü



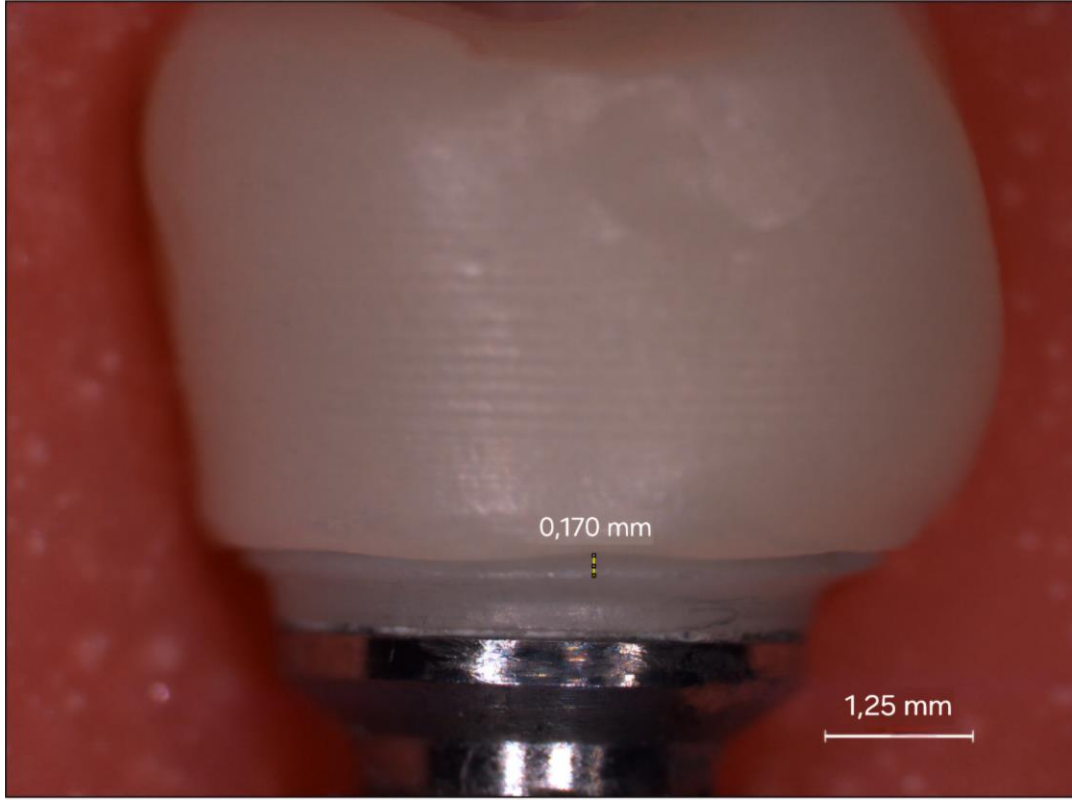
Resim 4.3.2. Mesial yüzey T1 ölçümü



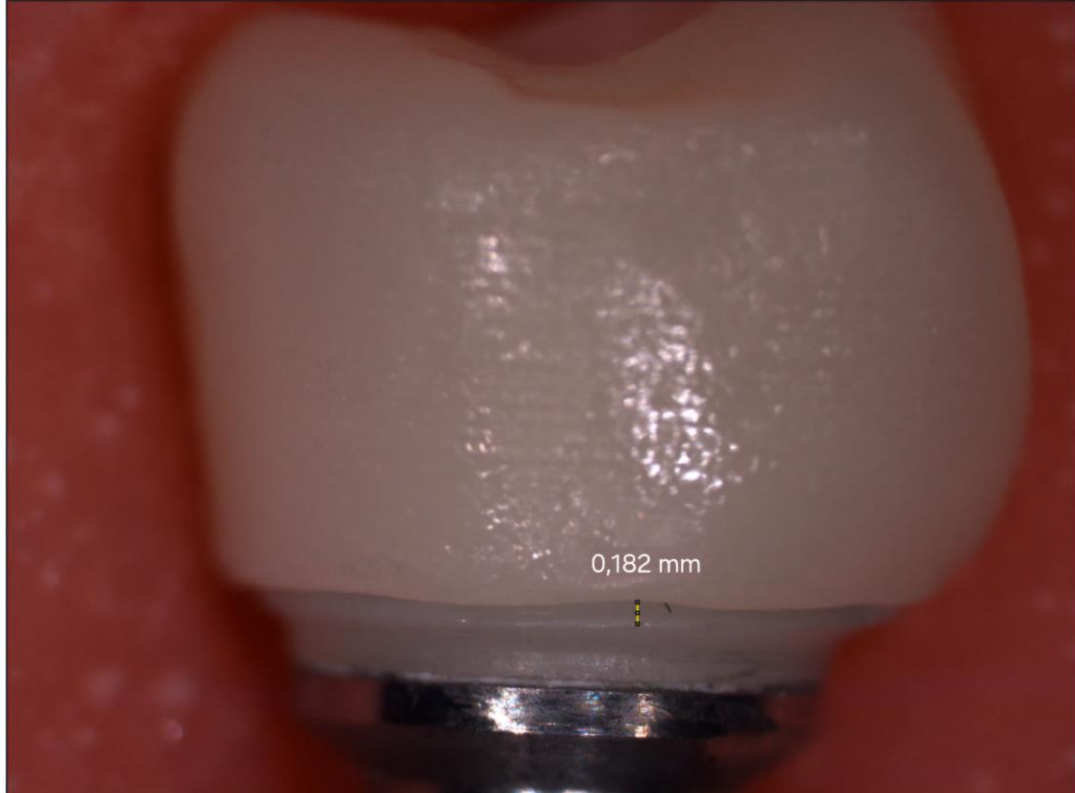
Resim 4.3.3. Mesial yüzey T2 ölçümü



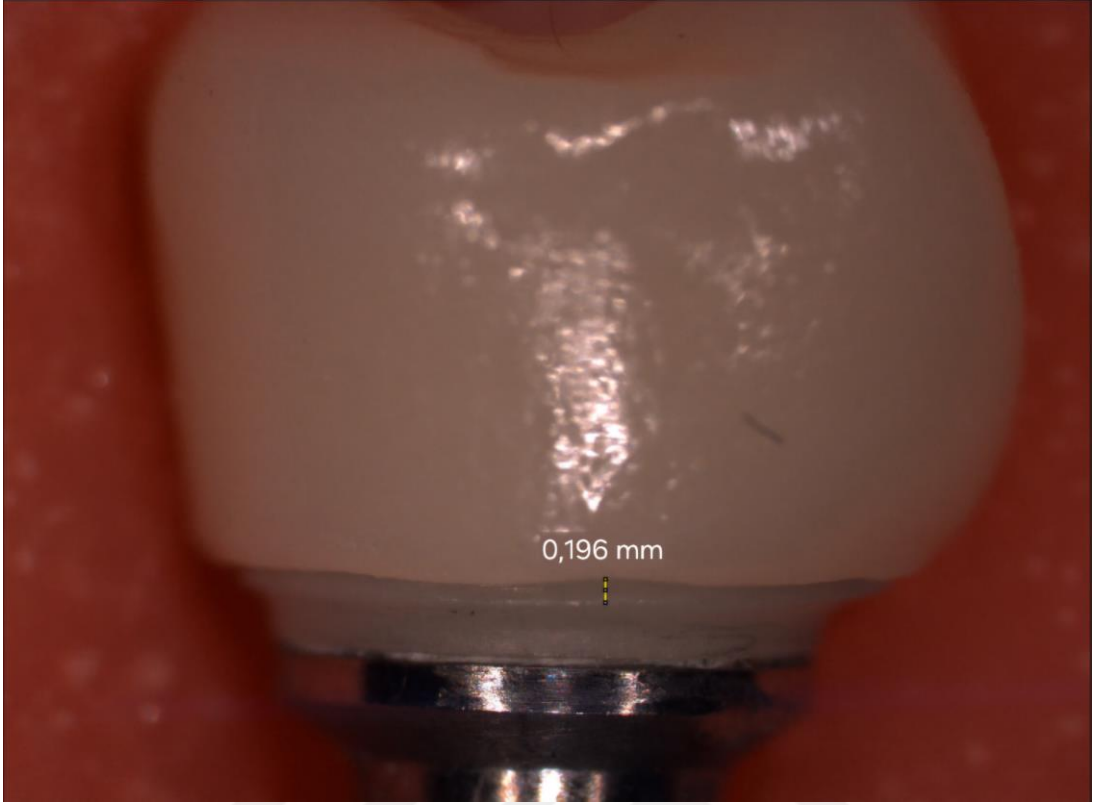
Resim 4.3.4. Mesial yüzey T3 ölçümü



Resim 4.4.1. Distal yüzey T0 ölçümü



Resim 4.4.2. Distal yüzey T1 ölçümü

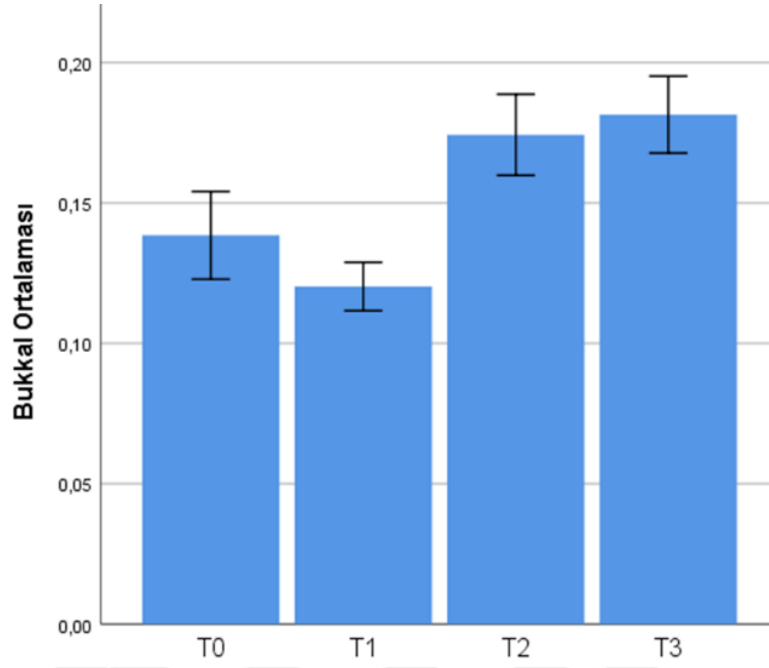


Resim 4.4.3. Distal yüzey T2 ölçümü



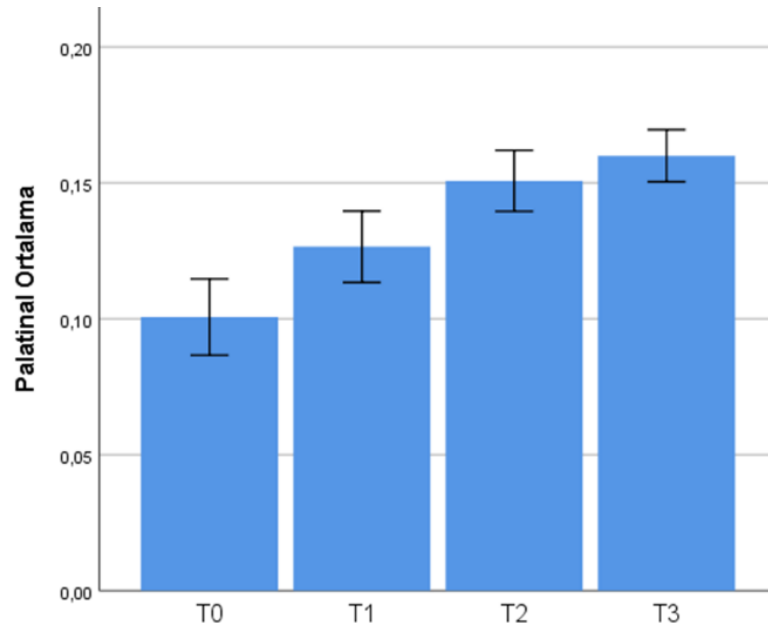
Resim 4.4.4. Distal yüzey T3 ölçümü

Bukkal yüzey için her fırınlama aşamasındaki ortalama marjinal aralık değerleri, Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



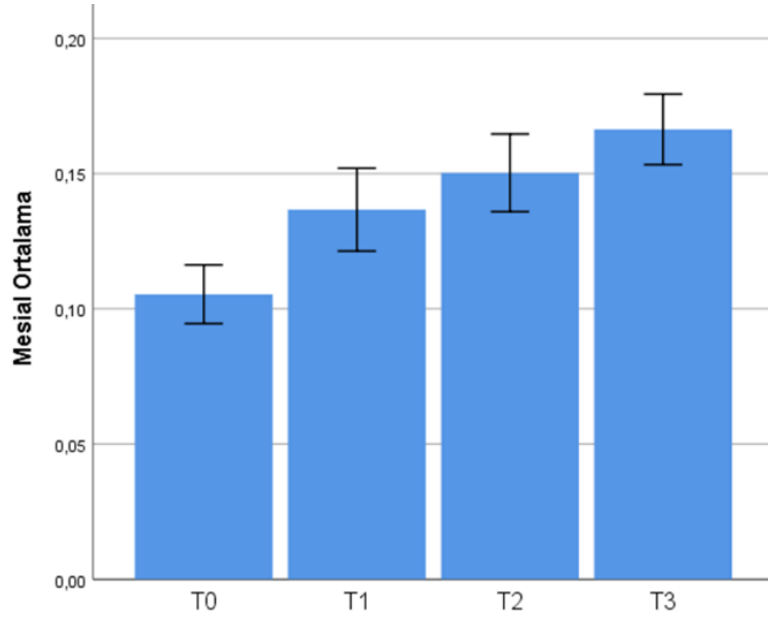
Şekil 4.1. Bukkal yüzey marjinal aralık değişimi

Palatinal yüzey için her fırınlama aşamasındaki ortalama marjinal aralık değerleri, Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



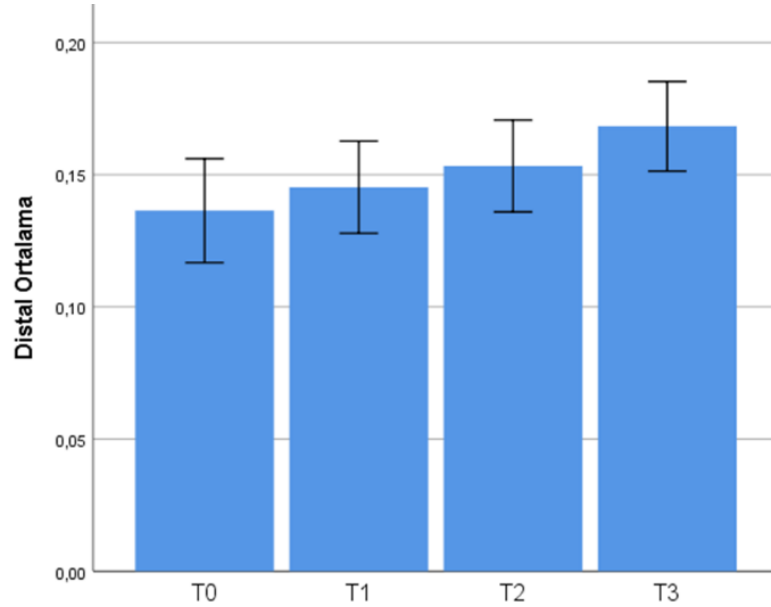
Şekil 4.2. Palatinal yüzey marjinal aralık değişimi

Mesial yüzey için her fırınlama aşamasındaki ortalama marjinal aralık değerleri, Şekil 4.3'te gösterilmiştir.



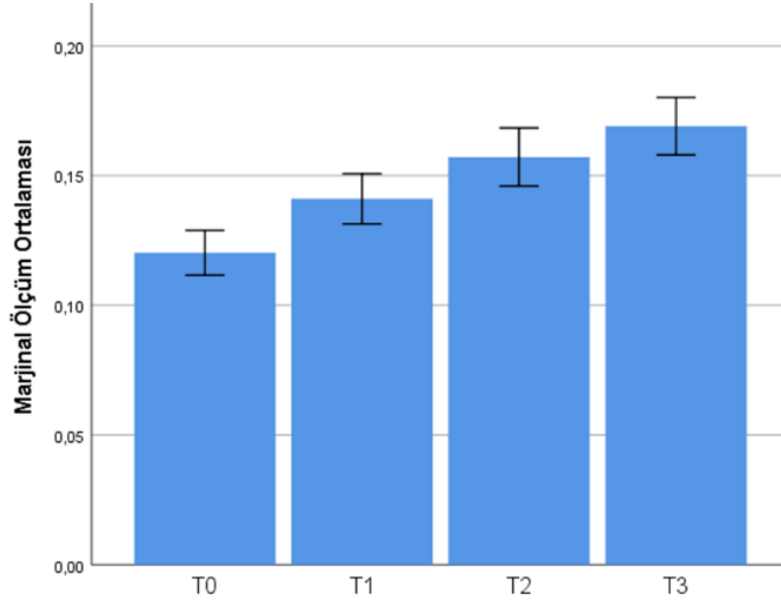
Şekil 4.3. Mesial yüzey marjinal aralık değişimi

Distal yüzey için her fırınlama aşamasındaki ortalama marjinal aralık değerleri, Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Distal yüzey marjinal aralık değişimi

Her fırınlama aşamasında, tüm yüzeyler için ortalama marjinal aralık değerleri, Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Ortalama marjinal aralık değişimi

4.2 Renk Ölçüm Bulguları

Renk ölçümünde elde edilen l,a,b değerleri, Çizelge 4.6'da verilmiştir.

Çizelge 4.6. Renk ölçüm değerleri

Aşama	Kron	l	a	b
T0	1	89,4	-0,6	19,1
T0	2	84,2	-0,5	18,5
T0	3	78,9	-0,3	17,6
T0	4	83,4	-0,4	18,5
T0	5	85,5	-0,3	19,1
T0	6	86,8	-0,2	20,2
T0	7	83,3	0,5	19,8
T0	8	84,1	-0,3	19,4
T0	9	85,4	0,7	21,5
T0	10	89	-0,3	20,3
T0	11	86,2	0,3	20,9
T0	12	87,6	-0,3	19,5
T1	1	82,9	-0,3	18,8
T1	2	80,7	-0,2	18,3

T1	3	81,8	-0,3	18,2
T1	4	81,8	-0,3	18,2
T1	5	83,1	-0,2	18,7
T1	6	83,1	-0,3	19
T1	7	81,6	-0,2	18,9
T1	8	79,7	-0,1	18,3
T1	9	80,6	0,8	20,4
T1	10	80,1	-0,3	18,1
T1	11	80,8	0,1	19,1
T1	12	86,5	-0,5	19,3
T2	1	83,9	0,1	19,4
T2	2	83,6	-0,1	19,1
T2	3	79,7	-0,3	18,1
T2	4	83,4	-0,3	18,4
T2	5	86	-0,4	19,3
T2	6	82,5	-0,1	19,3
T2	7	78,8	0,1	18,6
T2	8	82,1	-0,3	18,6
T2	9	81,6	0,7	20,8
T2	10	82,9	-0,2	18,9
T2	11	80,9	0,1	18,5
T2	12	84,8	-0,6	18,3
T3	1	83,8	-0,3	18,2
T3	2	85	-0,3	19,4
T3	3	86,6	0,8	18,1
T3	4	85	-0,7	18,1
T3	5	86,4	-0,4	18,9
T3	6	86,1	-0,2	19,9
T3	7	85,4	-0,1	20,3
T3	8	82,3	-0,8	19,1
T3	9	81,7	0,1	21,2
T3	10	82,2	-0,3	19,5
T3	11	86,1	-0,2	19,2
T3	12	85,8	-0,6	18,5

L,a,b ölçümlerinin dağılımları ve karşılaştırılması Çizelge 4.7’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.7. L,a,b ölçümlerinin dağılımları ve karşılaştırılması

	Zaman	Min.-Maks.	Ort.±S.S.(Medyan)	Test İstatistiği	P
L	T0	78,9-89,4	85,32±2,86(85,45)	8,936	<0,001*
	T1	79,7-86,5	81,89±1,85(81,7)		
	T2	78,8-86	82,52±2,06(82,7)		
	T3	81,7-86,6	84,7±1,76(85,2)		
a	T0	-0,6-0,7	-0,14±0,41(-0,3)	5,510‡	0,138
	T1	-0,5-0,8	-0,15±0,33(-0,25)		
	T2	-0,6-0,7	-0,11±0,33(-0,15)		
	T3	-0,8-0,8	-0,25±0,42(-0,3)		
b	T0	17,6-21,5	19,53±1,09(19,45)	4,721	0,008*
	T1	18,1-20,4	18,78±0,65(18,75)		
	T2	18,1-20,8	18,94±0,73(18,75)		
	T3	18,1-21,2	19,2±0,95(19,15)		

(*p<0,05 ve ‡: Friedman testi)

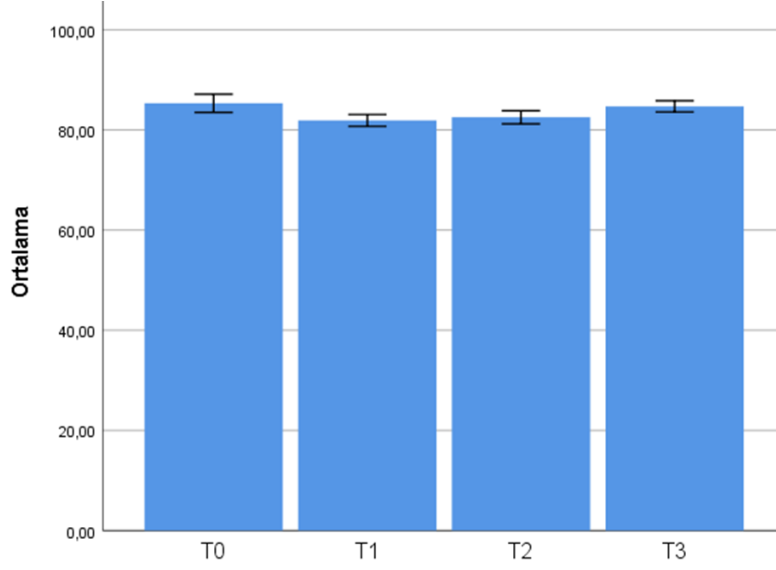
L,a,b ölçümlerinin dağılımları verilmiş ve karşılaştırılmasında Tekrarlı Ölçümler ANOVA ve Friedman testleri uygulanmıştır. Analizler sonucunda ölçüm zamanlarına göre L ve b ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur (p<0,05).

L için yapılan Bonferroni testlerine göre T0 ile T1 ve T2 ölçümleri arasında ve T1 ile T3 ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir (p=0,014, p=0,015 ve p=0,001). T0 ölçümleri T1 ve T2 ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir. T3 ölçümleri T1 ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir.

b* için yapılan Bonferroni testlerine göre T0 ile T1 ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar belirlenmiştir (p=0,037). T0 ölçümleri T1 ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir.

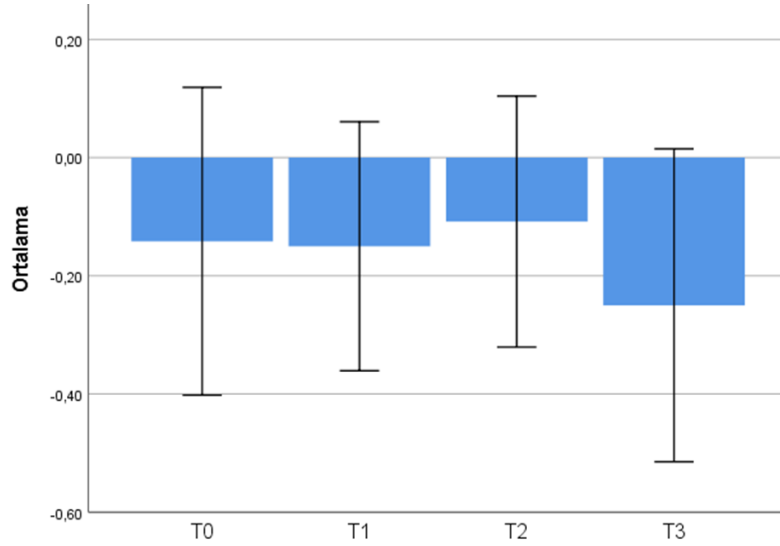
a* ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiştir ($p>0,05$).

L* değerlerinin dağılımına ait histogram grafiği, Şekil 4.6' da verilmiştir.



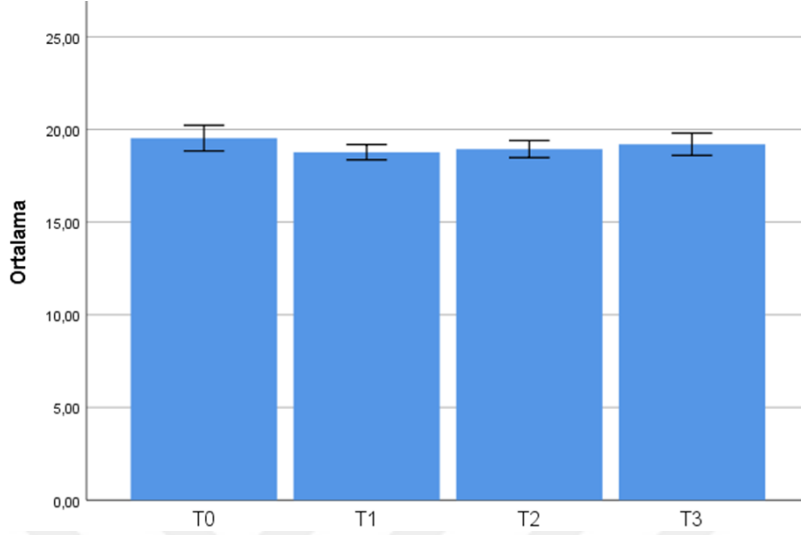
Şekil 4.6. L* değerinin ortalama değışimi

a* değerlerinin dağılımına ait histogram grafiği, Şekil 4.7' de verilmiştir.



Şekil 4.7. a* değerinin ortalama değışimi

b^* değerlerinin dağılımına ait histogram grafiği, Şekil 4.8’ de verilmiştir.



Şekil 4.8. b^* değerinin ortalama değışımi

Renk değışiminin ölçümünde, her aşamanın T0 aşaması ile ΔE_{00} değeri hesaplanmış ve T0-T1 karşılaştırması için ΔE_{001} , T0-T2 karşılaştırması için ΔE_{002} , T0-T3 karşılaştırması için ΔE_{003} değeri elde edilmiştir. Elde edilen değeri, Çizelge 4.8’ de gösterilmiştir.

Çizelge 4.8. Renk değışımi ölçümleri

Fırınlama Karşılaştırması	Kron	ΔE_{00}
T0-T1	1	4,24
T0-T1	2	2,38
T0-T1	3	2,02
T0-T1	4	1,09
T0-T1	5	1,60
T0-T1	6	2,51
T0-T1	7	1,46
T0-T1	8	3,05
T0-T1	9	3,27
T0-T1	10	5,99
T0-T1	11	3,73
T0-T1	12	0,75
T0-T2	1	3,64
T0-T2	2	0,68
T0-T2	3	0,62

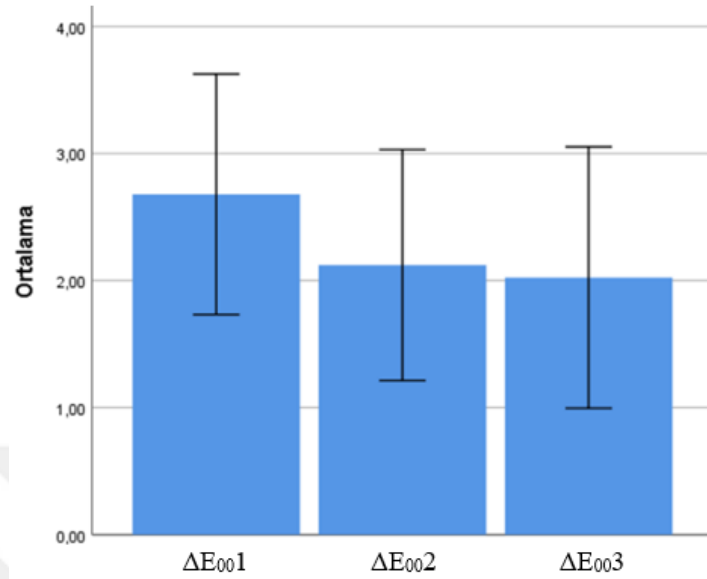
T0-T2	4	0,12
T0-T2	5	0,36
T0-T2	6	2,87
T0-T2	7	3,17
T0-T2	8	1,40
T0-T2	9	2,56
T0-T2	10	4,04
T0-T2	11	3,76
T0-T2	12	2,18
T0-T3	1	3,67
T0-T3	2	0,75
T0-T3	3	5,34
T0-T3	4	1,13
T0-T3	5	0,60
T0-T3	6	0,48
T0-T3	7	1,55
T0-T3	8	1,33
T0-T3	9	2,55
T0-T3	10	4,46
T0-T3	11	1,04
T0-T3	12	1,33

Renk değişimi ölçümlerinin karşılaştırılmasında, Friedman testi kullanılmıştır. Analizler sonucunda, fırınlama sayısına göre renk değişimi ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiştir ($p>0,05$). Çizelge 4.9’ de renk değerlerinin dağılımı, ortalama değerler ve istatistiksel analiz sonuçları gösterilmiştir.

Çizelge 4.9. Renk değişimi ölçümlerinin dağılımları

Zaman	Min.-Maks.	Ort. $\pm$ S.S.(Medyan)	Test İstatistiği	P
ΔE_{001}	0,75-6,00	2,68 $\pm$ 1,49(2,45)	2,000	0,368
ΔE_{002}	0,13-4,04	2,12 $\pm$ 1,43(2,37)		
ΔE_{003}	0,48-5,34	2,02 $\pm$ 1,62(1,33)		

Renk değerlerinin dağılımına ait histogram grafiği, Şekil 4.9’da verilmiştir.



Şekil 4.9. Renk değişimi ölçümlerinin dağılımlarına ait histogram grafiği

ΔE_{001} , ΔE_{002} , ΔE_{003} değerlerinin tamamı, klinik olarak kabul edilebilir değer aralığında ($\Delta E_{00}^* < 2,8$) ancak algılanabilirlik eşiğinin üzerindedir ($\Delta E_{00}^* > 1,1$). (Perez ve ark., 2018)

4.3 Translüsensi Ölçüm Bulguları

Her aşama için kronların translüsensi değerleri ölçülmüş ve Translüsensi Parametresi (TP_{00}) hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar, Çizelge 4.10’da verilmiştir:

Çizelge 4.10. Translüsensi Parametresi ölçüm sonuçları

Aşama	Kron	TP_{00}
T0	1	8,91
T0	2	10,09
T0	3	6,05
T0	4	6,58
T0	5	6,89
T0	6	7,85
T0	7	8,04
T0	8	8,97
T0	9	4,52
T0	10	7,02
T0	11	8,26
T0	12	9,48
T1	1	9,37

T1	2	9,28
T1	3	5,66
T1	4	4,14
T1	5	6,93
T1	6	5,72
T1	7	6,39
T1	8	6,22
T1	9	6,31
T1	10	8,34
T1	11	5,68
T1	12	4,03
T2	1	7,25
T2	2	5,55
T2	3	6,64
T2	4	5,14
T2	5	5,11
T2	6	5,03
T2	7	5,85
T2	8	5,90
T2	9	4,91
T2	10	6,94
T2	11	4,72
T2	12	4,40
T3	1	5,15
T3	2	4,97
T3	3	5,63
T3	4	6,36
T3	5	3,20
T3	6	4,06
T3	7	5,81
T3	8	4,58
T3	9	4,15
T3	10	4,75
T3	11	4,85
T3	12	2,06

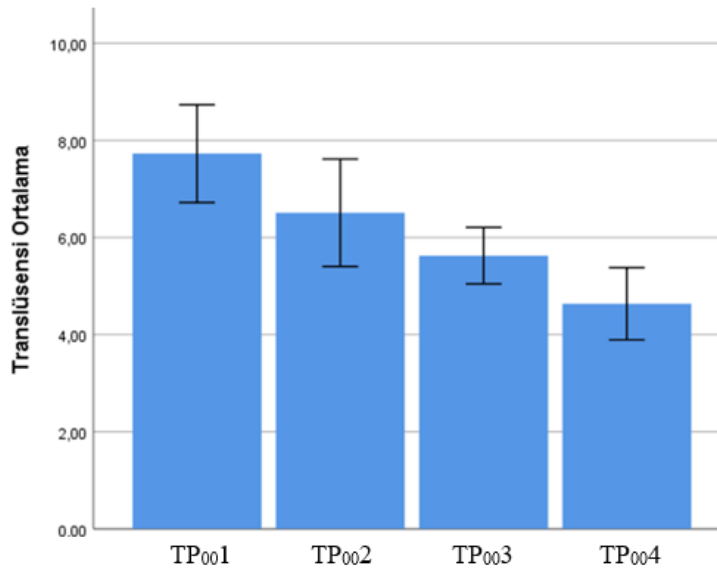
Translüsensi ölçümlerinin karşılaştırılmasında Friedman testi kullanılmıştır. Translüsensi ölçümlerinin dağılımları, Çizelge 4.11’de verilmiştir. (TP: Translüsensi Parametresi)

Çizelge 4.11. Translüsensi ölçümlerinin dağılımları ve karşılaştırılması

Zaman	Min.-Maks.	Ort.±S.S.(Medyan)	Test İstatistiği	p
TP ₀₀₁	4,52-10,10	7,73±1,59(7,95)	13,290	<0,001*
TP ₀₀₂	4,04-9,38	6,51±1,74(6,27)		
TP ₀₀₃	4,40-7,26	5,63±0,92(5,35)		
TP ₀₀₄	2,06-6,37	4,64±1,17(4,80)		

Analizler sonucunda fırınlama aşamalarına göre, translüsensi ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Bonferroni testlerine göre TP₀₀₁ ile TP₀₀₃ ve TP₀₀₄ ölçümleri arasında ($p=0,013$, $p=0,002$) ve TP₀₀₂ ile TP₀₀₄ ölçümleri arasında ($p=0,038$) istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir. TP₀₀₁ ölçümleri TP₀₀₃ ve TP₀₀₄ ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir. TP₀₀₂ ölçümleri TP₀₀₄ ölçümlerinden istatistiksel olarak yüksektir.

Translüsensi ölçümlerinin dağılımlarına ait histogram grafiği Şekil 4.10’da verilmiştir.



Şekil 4.10. Translüsensi ölçümlerinin dağılımlarına ait histogram grafiği

5 TARTIŞMA

Çalışmamızın , glazür fırınlamasının ve tekrarlanan fırınlama işlemlerinin implant üstü zirkonya kronların marjinal uyumuna ve optik özelliklerine etki etmeyeceği şeklindeki H0 hipotezi reddedilmiş, glazür fırınlamasının ve tekrarlanan fırınlama işlemlerinin implant üstü zirkonya kronların marjinal uyumuna ve optik özelliklerine etki edeceği şeklindeki H1 hipotezi kabul edilmiştir.

Son yıllarda zirkonya, protetik rehabilitasyonlar için en çok tercih edilen seramik malzemelerden biri haline gelmiştir. Özellikle itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyanın (Y-TZP), iyi mekanik özellikleri ve üstün biyouyumluluğu nedeniyle diş hekimliğinde kullanımı oldukça yaygındır. (Piconi ve Maccauro, 1999) Altyapı materyali olarak kullanımının yanında, monolitik olarak da kullanımı giderek artmaktadır. Özellikle yeni nesil çok katmanlı zirkonya materyallerinin geliştirilmesiyle, zirkonyanın mekanik özelliklerine paralel olarak estetik özelliklerinin de geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Farklı zirkonya jenerasyonlarını tek bir materyalde birleştiren çok katmanlı materyaller “strength-gradient” olarak adlandırılırken doğal dişlerin renk geçişlerini taklit etmek amacıyla pigmentasyon katmanları içeren zirkonya materyalleri “color-gradient” olarak adlandırılır.

IPS e.max ZirCAD Prime, strength-gradient bir zirkonya materyalidir. 3Y-TZP, yüksek mukavemeti ve dayanımı nedeniyle dentin zonunda, 5Y-TZP ise yüksek translüsensi özellikleri sebebiyle insizal zonda kullanılmıştır. Yapılan çalışmalar, 5Y-TZP’nin kullanıldığı insizal zonun, yüksek translüsensi ve düşük mukavemete sahip olduğunu ve dentin zonuna doğru translüsensinin düşüp mukavemetin arttığını bildirmiştir. (Inokoshi ve ark., 2023)

IPS e.max ZirCAD Prime disklerin de dahil edildiği ve örneklerin termal yaşlandırma işlemine tabi tutulduğu bir başka çalışmada, termal yaşlandırma sonucu zirkonya materyallerde meydana gelen mekanik değişiklikler incelenmiş ve termal yaşlandırma sonrası IPS e.max ZirCAD Prime örneklerin mukavemeti bir miktar artsa da istatistiksel olarak önemli bir değişiklik meydana gelmemiştir. (Winter ve ark., 2022)

Strenght-gradient (IPS e.max ZirCAD Prime, 3Y ve 5Y) ve color-gradient (Katana STML disk ve blok, 4Y) örneklerin karşılaştırıldığı ve kontrol grubu olarak IPS e.max CAD materyalinin kullanıldığı bir çalışmada, IPS e.max ZirCAD Prime ve Katana STML materyallerinin kırılma dayanımı benzerken, çiğneme stimülatörü sonrası IPS e.max ZirCAD Prime örneklerinin daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği tespit edilmiştir. Yine zirkonya materyallerinin aynı katmanları karşılaştırıldığında, dentin ve geçiş tabakaları aynı değer aralığında yer alırken, mine tabakasında her bir materyalin değerlerinin birbirinden istatistiksel olarak önemli derecede farklı olduğu bildirilmiştir ($p < 0.001$). IPS e.max CAD materyali mine tabakasında en yüksek translüsensi değerini gösterirken, IPS e.max ZirCAD Prime materyalinin her iki Katana STML materyalinden daha yüksek translüsensi değeri gösterdiği belirlenmiştir. (Michailova ve ark., 2020) Bu çalışmanın sonuçları, strenght-gradient zirkonya materyalinin color-gradient materyallere kıyasla estetik ve mekanik özellikler açısından kısmen üstün olduğunu göstermektedir. Bizim çalışmamızda da, bu yeni nesil materyal ile alakalı literatüre katkı sağlamak ve strenght-gradient zirkonya materyaller ile ilgili daha detaylı bilgiye erişimi sağlayabilmek amacıyla IPS e.max ZirCAD Prime materyali kullanılmıştır.

Yine strenght-gradient (IPS e.max ZirCAD Prime, 3Y ve 5Y) ve color-gradient (Katana STML, 4Y) zirkonya disklerin bileşim, mukavemet ve translüsensi değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, eşit kalınlıkta örnekler hazırlanmış ve bu örnekler; dentin, geçiş ve insizal olacak şekilde 3 farklı katmanda incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre; Prime'in geçiş bölgesinin Katana STML'nin tüm katmanlarından ve Prime'in insizal katmanından istatistiksel olarak önemli ölçüde daha güçlü olduğu ($p < 0,05$), ayrıca Prime'in dentin katmanının her iki malzemenin diğer tüm katmanlarından istatistiksel olarak önemli ölçüde daha güçlü olduğu bildirilmiştir. ($p < 0,05$). Katana STML'nin katmanları arasında mukavemet farklılıkları bulunamazken; Prime, 3 katmanı boyunca mukavemet farklılığı göstermiştir. Translüsensi testlerinin sonuçlarına göre, Katana STML dentin ve Prime dentin katmanlarının istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı ($p > 0,05$) ve STML insizal katmanı ile Prime geçiş katmanı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı ($p > 0,05$) bildirilmiştir. Dolayısıyla hem Katana STML hem de IPS e.max ZirCAD Prime disklerde, katmanları boyunca önemli translüsensi geçişleri olduğu sonucuna varılmıştır. Bu çalışmanın sonuçları, IPS e.max ZirCAD Prime disklerin 3Y-TZP alt katmana ve 5Y-TZP üst katmana sahip olmasıyla

tutarlıdır. (Maharishi ve ark., 2024) Çalışmamızda renk ve translüsensi ölçümleri, hazırlanan kronların orta kısmından yapılmış olup, bölgesel ölçümler yüzey andırkatları nedeniyle yapılamamıştır. Çalışmamızda materyal karşılaştırması yapılmadığından, kronların orta kısmından ölçüm yapmak, tekrarlanan fırınlamanın etkisini görmek için yeterli görülmüştür.

Zirkonyanın üretim aşamasında farklı teknikler kullanılmakla beraber sonrasında fırınlama ve glazür işlemleri uygulanmaktadır. Bu işlemlerin monolitik zirkonyanın mekanik ve estetik özelliklerini etkileyebileceği düşünülmektedir. Monolitik zirkonya kronlarda, tekrarlanan fırınlamalar sonrası marjinal uyum, kırılma direnci ve renk değişimlerinin incelendiği çalışmalar literatürde mevcuttur.(Baig ve ark., 2010; Ibraheem ve Hmedat, 2013; Jiang ve ark., 2023; Miura ve ark., 2014) Ancak ortaya çıkan sonuçlar, çalışmalarda farklılık göstermekle beraber bir fikir birliğine varılamamıştır.

Glazür; restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü azaltmak, dayanıklılıklarını artırmak ve renklenme ve aşınmaya karşı direnç sağlamak için ağız içinde simante edilmesinden önce uygulanan bir işlemdir. Glazür işlemi için gereken fırınlama ısısının restorasyonların marjinal uyumlarını etkileyebileceği bildirilmiştir. (Miura ve ark., 2014) Tam seramik kronların fırınlama öncesi ve sonrası marjinal uyum değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, glazür ve fırınlama işlemlerinden sonra internal aralığın azaldığı ve özellikle porselen miktarının yoğun olduğu bukkal ve palatinal bölgelerde büzülme sonucu marjinal uyum değerlerinin değiştiği görülmüştür. (Miura ve ark., 2014) Benzer şekilde, çalışmamızda da glazür fırınlaması sonrası marjinal uyum değerlerinin değiştiği gözlenmiştir.

Bir başka çalışmada nikel-krom kesik diş modeli üzerine zirkonyanın (Ceramill zi; Amann Girrbach AG, Almanya,3Y) altyapı materyali olarak kullanıldığı bir tek kron tasarlanmış ve porselen fırınlaması öncesi, sonrası ve glazür fırınlaması sonrası tüm yüzeylerin orta noktasından(mesial, distal, bukkal ve palatinal) marjinal aralık değerleri ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre hem porselen fırınlaması hem de glazür fırınlaması sonrası ortalama marjinal aralık değerlerinin arttığı ve değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu tespit edilmiştir ($p<0,01$). (Ibraheem ve Hmedat, 2013) Çalışmamızda da glazür fırınlaması sonucu benzer sonuçlar bulunmuştur.

Bir başka çalışmada, sinterlendikten sonra renklendirme yapılarak fırınlanan monolitik zirkonya kronların, marjinal ve internal uyum değerleri ölçülmüştür. Mesial ve distal yüzeyler için, marjinal ve internal uyum değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilip ($p<0,05$) bukkal ve palatinal duvarlarda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Marjinal ve internal uyum değerlerinin fırınlama işleminden önemli düzeyde etkilenmeyip, klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olduğu bildirilmiştir. (Shin ve Lee, 2019) Shin ve Lee'nin çalışmasında, kronlara bir kez fırınlama işlemi uygulanmış ve istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmada da marjinal uyum değerlerinin değiştiği tespit edilmiştir ($p >0,05$). Çalışmamızda zirkonya kronlara tekrarlanan fırınlama işlemi uygulanmış olup, her fırınlama aşamasında marjinal uyum değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde etkilenmiştir ($p<0,05$). Ayrıca çalışmamızda T1 aşamasındaki marjinal aralık değeri T0 aşamasına göre yüksek olup anlamlı fark vardır ($p=0,007$). Ancak Shin ve Lee' nin çalışmasından farklı olarak distal yüzey marjinal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamazken diğer tüm yüzeylerde anlamlı fark tespit edilmiştir ($p=0,056$, $p<0,001$).

Cuiling ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, implant üstü zirkonyum altyapılı (Degudent Cercon, DeguDent Company, Almanya) porselen kronlar üretilmiş ve kronların porselen fırınlaması sonrası ve glazür fırınlaması sonrası marjinal aralık değerleri tüm yüzeylerden (mesial, distal, bukkal, palatinal) ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre fırınlama işlemi, ortalama marjinal aralık değerini istatistiksel olarak anlamlı ölçüde artırmıştır ($p<0,05$). Ayrıca glazür fırınlaması sonrası değerler porselen fırınlaması sonrası değerlerden yüksektir. (Cuiling, Liyuan, ve ark., 2016) Benzer şekilde çalışmamızda da marjinal uyum değerleri fırınlama işleminden etkilenmiştir. Ayrıca klinik olarak fırınlamanın tekrarlanması gereken durumlarda marjinal aralıktaki değişimleri tespit etmek amacıyla çalışmamızda fırınlama işlemi tekrarlı olarak uygulanmıştır. Tekrarlı fırınlama sonucunda da marjinal aralık değerlerinin arttığı tespit edilmiştir. Cuiling ve ark.'nın çalışmasında da 2. fırınlama sonrasındaki marjinal aralık değerleri 1. Fırınlamaya kıyasla yüksektir. İki çalışma bu açıdan birbirini destekler niteliktedir.

Bir başka çalışmada, CAD/CAM zirkonya altyapılı (GC Initial Zr, Japonya, 3Y) köprülerin kenar uyumunda fırınlama sayısının etkisi araştırılmıştır. Silikon replika tekniği kullanılarak bukkal ve palatinal yüzeylerden marjinal aralık değişimi ölçülmüştür.

Üç kez fırınlamaya maruz kalan köprülerin kenar uyumunda diğer gruplara göre önemli farklar tespit edilmiştir. Ayrıca palatinal ve bukkal yüzeylerde de ayrı ayrı marjinal aralık değerlerinin değişiminde istatistiksel olarak önemli farklar tespit edilmiştir ($p<0,001$). (Chokr ve ark., 2023) Çalışmamızda kullanılan zirkonya kronlar toplamda 5 kez fırınlanmış ve her aşamada ortalama marjinal uyum değerlerinin bir öncekinden yüksek olduğu bulunmuştur. Ayrıca çalışmamızda bukkal, palatinal, distal, mesial yüzeylerden ayrı ayrı marjinal aralık değerleri ölçülmüş ve distal yüzeyde istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilemezken diğer tüm yüzeylerde istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. Chokr ve ark.'nın yaptığı çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızla örtüşmektedir ($p=0,056$, $p<0,001$).

Çoklu fırınlama ve sinterleme süresinin zirkonya kronların marjinal uyumuna etkisini inceleyen bir çalışmada, hızlı sinterlenmiş monolitik zirkonya kronların (SHTM; Aidite,3Y) kenar uyumunun, geleneksel olarak sinterlenen kronlara (InCoris TZI C; Dentsply Sirona,3Y) göre daha iyi olduğu ve birden fazla fırınlamanın, konvansiyonel sinterlenmiş ve hızlı sinterlenmiş monolitik zirkonya kronların marjinal uyumunu önemli ölçüde iyileştirdiği sonucuna varılmıştır. Bu çalışmanın sonuçları, monolitik zirkonya kronların üretim süreçlerinin marjinal uyum üzerindeki etkisini anlamak için önemlidir. (Yang ve ark., 2023)

Çalışmamızda, IPS e.max ZirCAD Prime disklerden elde edilen kronlar kullanılmış ve geleneksel sinterleme işlemi uygulanmıştır. Fırınlama işlemi 5 kez uygulanmış ve marjinal uyum değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). T0 aşamasındaki ortalama marjinal aralık değeri 0.120224, T1 aşamasındaki ortalama marjinal aralık değeri 0.141037, T2 aşamasındaki ortalama marjinal aralık değeri 0.157142, T3 aşamasındaki ortalama marjinal aralık değeri 0.169025; olarak ölçülmüştür. Her aşamada marjinal aralık değerinin arttığı ve marjinal uyumun azaldığı gözlenmiştir. Yang ve ark.'nın yaptığı çalışmada fırınlama işleminin marjinal uyumu iyileştirmesinin nedeni kullanılan zirkonya materyalinin farklı olması olarak açıklanabilir. Karşılaştırılan iki zirkonya materyalinin kompozisyonunun Y_2O_3 , Al_2O_3 gibi stabilize edici moleküller açısından farklı olması, pişirme işlemi sırasında faz değişiminden kaynaklı hacimsel değişimleri de etkilemektedir. Yang ve ark., azalan marjinal aralık değerlerinin tekrarlanan fırınlamalardan sonra ters faz dönüşümüyle ilişkili olabileceğini ancak bu hipotezin gelecekteki çalışmalarla açıklığa kavuşturulması

gerektiğini bildirmişlerdir. (Yang ve ark., 2023) Bu faz dönüşüm farklarının, hacimsel değişimleri ve dolayısıyla marjinal uyum değerlerini etkilemesi muhtemeldir.

Bir başka çalışmada, farklı kron tasarımlarına sahip implant destekli zirkonya altyapılı (Degudent Cercon, DeguDent Company, Almanya) seramik kronların marjinal ve internal uyumuna, glazür ve porselen fırınlama işleminin etkisi araştırılmıştır. Üç grup implant destekli kron üretilmiştir. A grubu (standart zirkonya altyapılı porselen kron), B grubu (360° zirkonya boyun halkası bulunan zirkonya altyapılı porselen kron) ve C grubu (monolitik zirkonya kron). 360° zirkonya boyun halkası bulunan zirkonya altyapılı porselen kronların ve monolitik zirkonyum kronların marjinal uyumları, fırınlama öncesi ve sonrası ölçümler için standart zirkonya altyapılı porselen kronlardan daha üstün olarak bulunmuştur. (Cuiling, Xu, ve ark., 2016) Bu çalışmanın sonuçlarına göre, porselen fırınlamasının marjinal uyum değerlerini etkileyebileceği söylenebilir. Ancak monolitik zirkonyum kronlara uygulanan glazür fırınlaması istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır ($p>0,05$). Bu çalışmada da kullanılan materyallerin kompozisyonuna ve fırınlama derecelerine bağlı olarak, materyallerin hacimsel değişim farkı gösterdiği söylenebilir. Ayrıca, bu çalışma için glazür fırınlaması, marjinal uyum değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmasa da tekrarlanan fırınlamalar sonucu marjinal uyum değerleri etkilenebilmektedir. Çalışmamızda bu etkileri araştırmak için monolitik zirkonya kronlar, tekrarlanan fırınlama işlemine tabi tutulmuşlardır.

Zirkonya (LAVA, 3M ESPE, ABD,3Y) altyapıların kullanıldığı iki farklı bitiş çizgisi tasarımı ile hazırlanan dişlerdeki marjinal adaptasyonun değerlendirildiği bir çalışmada, round sholder bitiş çizgisinin, chamfer bitiş çizgisine göre daha küçük marjinal boşluklar gösterdiği ve porselen fırınlaması ile glazür fırınlaması sonrasında marjinal rond shoulder grubunda değişiklik olmazken, chamfer grubunda marjinal adaptasyonun arttığı bildirilmiştir. (Euán ve ark., 2012) Çalışmamızda round sholder basamak tipinde incelediğimiz monolitik zirkonya kronların glazür fırınlamasından sonra marjinal adaptasyonunun azaldığı gözlemlenmiştir. Euán ve ark. zirkonyayı altyapı materyali olarak kullanıp porselen uygulaması yapmıştır. İki çalışma arasındaki fark, uygulama ve kullanılan materyal farklılığı olarak açıklanabilir.

Euán ve ark.'nın aksine, Vojdani ve ark.'nın yine farklı basamak tiplerinin zirkonya CAD/CAM seramik kronların (VITA In-ceram YZ-14; Vident, Almanya,3Y) marjinal uyumuna etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada, marjinal uyum aralığı klinik olarak kabul edilebilir düzeyde bulunsada (diş üstü protezler için $\leq 120 \mu\text{m}$) porselen fırınlanması sonrası zirkonya CAD/CAM kronların marjinal aralığının istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde arttığı görülmüştür ($p<0,05$). (Vojdani ve ark., 2015) Bu çalışmanın sonuçları marjinal uyumdaki değişim açısından bizim çalışmamız ile uyumludur ancak çalışmamızda fırınlama sonrasında marjinal aralık değeri klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerindedir. ($=0.169025$, İmplant destekli protezlerin marjinal aralığı için klinik olarak kabul edilebilir sınır, **150 mm'dir**. (Yıldırım, 2020))

İmplant üstü metal seramik restorasyonların tekrarlayan fırınlama sonrası marjinal uyumlarını değerlendiren bir çalışmada, 3 farklı üretim tekniğiyle metal seramik köprüler üretilmiştir. Frezeleme grubu üçüncü pişirmeden sonra önemli ölçüde artan marjinal aralık değerleri gösterirken, geleneksel ve 3D baskı grupları birden fazla tekrarlanan fırınlama işleminden sonra önemli bir değişiklik göstermemiştir. (Giti ve Farrahi, 2024) Çalışmamızda kullanılan monolitik zirkonya kronlar, frezeleme tekniği ile üretilmiş olup marjinal aralık değerleri tekrarlanan fırınlama sonrası değişim gözlenmiştir. Bu iki çalışma arasındaki benzerlik; üretim tekniğinin fırınlama sonucu marjinal uyum değerlerini etkileyebileceğini göstermesi açısından önemlidir.

Bir başka çalışmada, implant üstü metal seramik restorasyonlarda porselen yüklemesi ve fırınlama sonrası marjinal uyum değerleri incelenmiş ve porselen yükleme sonrası daha yüksek uyumsuzluk değerleri gözlenmiştir. Bu durum, porselen uygulamasının implant destekli protezlerin uyumsuzluk analizi sırasında dikkate alınması gereken bir prosedür olduğunu göstermektedir. Çalışma, porselen uygulaması ve pişirme döngüsünün marjinal uyumsuzluk üzerinde önemli bir rol oynadığını ortaya koymuştur. (Nakaoka ve ark., 2010) Çalışmamızda Nakaoka ve ark.'nın çalışmasından farklı olarak monolitik zirkonya kronlar kullanılmış olsa da bulunan sonuçlar benzerdir. Bu durum farklı materyaller kullanılsa da fırınlamanın marjinal uyum değerini etkileyebileceğini göstermesi açısından önemlidir.

Yine bir başka çalışmada; basamak ve materyal tipinin Y-TZP seramik kronların marjinal uyumunu değerlendirmek ve bu kronları lityum disilikat ve tam metal kronlarla karşılaştırmak amacıyla, kronlar marjinal uyum değerlendirmesine tabi tutulmuş ve sonuçlar istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Sonuç olarak, basamak tipleri arasında anlamlı fark bulunamamış ancak Cercon sistemi IPS Empress II ve tam metal kronlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük marjinal boşluklar göstermiş ($p<0,05$), aynı materyal grubu içinde, marjinal boşluklar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. (Baig ve ark., 2010) Bu çalışma da yine, marjinal uyum değerlerinin kullanılan materyal tipinden etkilenebileceğini göstermesi açısından önemlidir.

Farklı üretim yöntemleriyle üretilen implant üstü metal-seramik kronların tekrarlanan fırınlama sonucu marjinal ve internal aralığındaki değişimi inceleyen bir çalışmada, üretim yöntemlerine göre farklar bulunsa da tüm gruplarda marjinal ve internal aralık değerlerinin, tekrarlanan fırınlama işlemiyle arttığı ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu bildirilmiştir ($p<0,05$). (Ogunc ve Avcu, 2021) Çalışmamızda, bu çalışmadan farklı olarak monolitik zirkonya kronlar kullanılmış ancak benzer şekilde tekrarlanan fırınlama işleminin, marjinal aralık değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede artırdığı görülmüştür ($p<0,01$).

Literatürdeki çalışmalar da göz önünde bulundurulduğunda:

Marjinal uyum değerleri; kullanılan materyal, materyalin kalınlığı, fırınlama miktarı, kronun üretim yöntemi, kullanılan basamak tipi gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir. Bu nedenle bir restorasyon uygulanacağı zaman, henüz tedaviye başlamadan tüm bu faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Kullanılacak olan basamak tipi ve redüksiyon miktarı gibi preparasyon adımıyla ilgili klinik aşamalardan; seçilecek olan restorasyon materyali, fırınlama dereceleri ve miktarı gibi laboratuvar aşamalarına kadar dikkat edilmesi gerekmektedir. Konu hakkında detaylı bilgi sahibi olmak, uzun vadede klinik başarı sağlayacak tedaviler yapmak açısından yardımcı olacaktır.

Günümüzde, başarılı restoratif tedaviler yapılabilmesi için yapılan restorasyonun uyumu kadar estetik beklentileri karşılayabilmesi de önemlidir. Özellikle ön bölge restorasyonlarında, yapılan restorasyonun komşu dişlerle olan renk uyumu ve optik özellikler açısından benzerliği, estetik anlamda başarıyı doğrudan etkilemektedir. Uygun estetiği yakalayabilmek için doğru renk seçim tekniklerini öğrenmek ve optik özellikleri

etkileyebilecek durumları bilmek gerekir. İmplant üstü protezlerde renk özellikleri, kullanılan kron materyaline bağlı olarak, altyapı materyalinden kron kalınlığına kadar birçok faktörden etkilenebilmektedir. Dayanak renginin, yüksek translüsensiye sahip zirkonyanın renk değerlerine etkisini inceleyen bir in vitro çalışmada, monolitik zirkonya kronun nihai renginin, kron kalınlığından ve dayanak renginden önemli ölçüde etkilendiği bulunmuştur.(Miura ve ark., 2022)

Yine restorasyon kalınlığına bağlı olarak, glazür ve fırınlama işlemlerinden, renk ve translüsensi değerlerinin etkilenebileceği bilinmektedir. Örneğin, zirkonya (High Translucent ZircoStar; Kerox Dental Ltd, High Strenght ZircoStar; Kerox Dental Ltd) kronların kullanıldığı bir çalışmada, farklı kalınlıktaki materyallere farklı sayıda fırınlama işlemi uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda translüsensi parametrelerinin, kalınlık ve fırınlama sayısı arttıkça azaldığı ve fırınlama sayısının artmasının L^* ve b^* değerlerini artırdığı, a değerini düşürdüğü görülmüştür. (Fathi ve ark., 2019) Çalışmamızda da benzer şekilde L^* ve b^* değeri tekrarlayan fırınlama ile artış göstermiştir ancak a^* değeri değişmemiştir. Yine fırınlama işlemi, benzer şekilde translüsensi değerlerini azaltmıştır.

Yılmaz ve ark.'nın yaptığı bir çalışmanın sonuçlarına göre, L^* değeri uygulanan glazür işlemine bağlı olarak daha düşük değerlerde bulunabilmektedir. (Yılmaz ve ark., 2014) Çalışmamızda glazür işlemi sonrası L^* değerindeki azalmanın, uygulanan glazür işlemine bağlı olabileceği düşünülmektedir. Sonrasında tekrarlanan fırınlamalar ile L^* değerinde artış meydana gelmiştir ve bu artış Fathi ve ark.'nın çalışması ile örtüşmektedir.

Benzer şekilde, farklı termal döngülerin zirkonyum esaslı seramiklere(LAVA, 3M ESPE,ABD,3Y) etkisinin incelendiği bir çalışmada, farklı kalınlıktaki seramik gruplarına 3,5,7,9 olmak üzere farklı sayılarda fırınlama işlemi uygulanmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, farklı seramik kalınlıkları ve tekrarlı fırınlama sayılarının, zirkonyum oksit esaslı seramik sistemlerin renkleri ve translüsensi parametresi üzerinde belirgin bir etkisi olduğu bulunmuştur. Seramik kalınlıklarının artmasıyla L^* değerlerinde azalma ve a^* ve b^* değerlerinde artış gözlemlenmiştir. L^* , a^* , b^* değerlerindeki ve translüsensi parametresindeki değişimin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bildirilmiştir ($p < 0.001$). Fırınlama sayısındaki artış, hem 0,5 mm hem de 1,5 mm kalınlıklar için L^* değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artışa neden olmuştur ($p<0,01$, $p=0,013$); ancak 1 mm kalınlık için L^* değerleri istatistiksel olarak azalmıştır ($p<0,01$). b^* değerleri tüm

kalınlıklar için istatistiksel olarak anlamlı derecede artmıştır ($p < 0,01$, $p = 0,022$). Bu sonuçlar, zirkonyum oksit esaslı seramik sistemlerin renk değerlerinin belirlenmesinde restorasyonların kalınlığı ve üretim işlemlerinin oldukça önemli olduğunu göstermiştir. Araştırmacılar bu sonuçlara dayanarak pişirme sayısı ve materyal kalınlığının nihai renk üzerinde kesin bir etkisi olduğunu ve bu faktörlerin renk seçimi ve restorasyonun üretimi sırasında dikkate alınması gerektiğini bildirmişlerdir. (Bachhav ve Aras, 2011) Çalışmamızda L^* ve b^* değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuş ($p < 0,001^*$, $p = 0,008^*$) ve tekrarlayan fırınlama ile L^* ve b^* değerinde artış gözlenmiştir. Aynı zamanda Bachhav ve Aras'ın çalışmasına benzer şekilde bizim çalışmamızda da tekrarlayan fırınlama ile translüsensi parametresindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001^*$).

Tekrarlanan fırınlamanın zirkonyum materyallerin (Kavo Everest blok ,Almanya; Katana, Japonya,3Y) renk değişimine etkisini inceleyen bir çalışmada, A3 dentin porseleni uygulanan seramik sistemlerin L^* , a^* , b^* değerlerinin fırınlama sayısından (1, 3, 5 ve 7 fırınlama) ($p < 0.001$) etkilendiği ve fırınlama sayısı arttıkça L^* ve a^* değerinin azaldığı, b^* değerinin arttığı gözlenmiştir. Ancak tekrarlanan fırınlamanın ΔE değeri üzerinde anlamlı fark yaratmadığı bildirilmiştir ($p > 0.05$). (Jang ve ark., 2011) Çalışmamızda da L^* ve b^* değerleri istatistiksel olarak anlamlı değişim gösterse de Jang ve ark.'nın çalışmasına benzer şekilde ΔE_{00} değeri üzerinde anlamlı bir değişim bulunamamıştır ($p = 0,368$). L^* ve a^* değerlerindeki değişim farkının Jang ve ark.'nın A3 dentin porseleni uygulaması sonrası tekrarlanan fırınlama yapması, bizim çalışmamızda ise şeffaf glazürleme işlemi sonrası tekrarlanan fırınlama yapılması olduğu tahmin edilmektedir.

Altan ve Çınar, farklı kalınlıklardaki zirkonyaların (Vita YZ HT, 3Y; Vita YZ ST, 4Y; Vita YZ XT, 5Y) optik özelliklerini incelemiş ve zirkonya örneklerinin kalınlığındaki değişikliklerin ve tekrarlanan fırınlamaların (1, 3 ve 5) zirkonyanın son rengini ve translüsensiye etkilediğini saptamıştır. (Altan ve Cinar, 2022) Çalışmamızda monolitik zirkonya kronlar için 1., 3. ve 5. fırınlamadan sonra renk ve translüsensi değerleri kaydedilmiş ve renk değişimi açısından anlamlı fark bulunmazken ($p = 0,368$), translüsensi değişimi açısından anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.001$). Çalışmamızın sonuçları, tekrarlanan fırınlamaların translüsensiye etkilediğini bildiren sonuçlarla uyumludur. Ancak renk değişim sonuçları iki çalışma için çelişmektedir. Bu farklılığın

kullanılan zirkonya materyal farkı ve uygulama prosedürlerinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yapılan bir başka çalışmada, zirkonyanın faz dönüşümünün Eu^{3+} floresan özellikleri üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Monoklinik, tetragonal ve kübik zirkonya örneklerinin kristal yapısı X-ışını kırınımı (XRD) ve Raman spektrumları ile incelenmiştir. Örneklerin floresan özellikleri, fotoluminesans (PL) spektroskopisi ve floresan ömrü ile karakterize edilmiştir. Kristal yapı ve floresan özellikleri arasındaki ilişki daha ayrıntılı olarak incelenmiştir. Sonuçlar, zirkonyanın faz dönüşümünün Eu^{3+} floresan özellikleri ile çok önemli bir ilişkiye sahip olduğunu göstermiştir. (Hui ve ark., 2013) Bu çalışmanın sonuçları zirkonyadaki faz değişiminin optik özellikleri etkileyebileceğini göstermesi açısından değerlidir.

Jiang ve ark.'nın çalışmasında, tekrarlanan fırınlama işleminden sonra, monokrom nanosize 3Y-TZP (DIAZIR ST9810, Zhong Xin Tang Guo Ye Technology Corp., Ltd., China)'de klinik olarak kabul edilemeyecek renk değişiklikleri bulunurken, yüksek translüsensiye sahip 3Y-TZP (Organic Translucent, R + K CAD/CAM Technologie GmbH and Co. KG, Germany) ve multilayer 5Y-TZP (UTML, Kuraray Dental, Japan) 'deki renk değişiklikleri klinik olarak kabul edilebilir seviyede olmuştur. Ayrıca, yüksek translüsensiye sahip 3Y-TZP, multilayer 5Y-TZP ve nanosize 3Y-TZP'nin opalesansı, translüsensisi ve yüzey morfolojileri birden fazla pişirme işleminden sonra değişmemiştir. (Jiang ve ark., 2023) Çalışmamızda Jiang ve ark.'nın çalışmasından farklı olarak translüsensi değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede değişmiş ($p < 0,001$) ve renk değişiminde tekrarlanan fırınlama sonrası istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmamıştır ($p > 0,05$). Bunun sebebi, kullanılan zirkonya materyallerindeki itriyum miktarlarının farklı olması ve faz değişiminin optik özellikleri etkilemiş olabileceği şeklinde açıklanabilir.

Tekrarlanan fırınlamalar sonucu zirkonya (DC-Zirkon; DCS Dental AG) seramiklerin renk değişiminin değerlendirildiği bir başka çalışmada, tekrarlanan fırınlamaların zirkonya seramiklerin rengini etkilediği sonucuna varılmıştır. Ancak, bu renk değişikliklerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir. ($\Delta E < 3,7$) (Celik ve ark., 2008) Çalışmamızda benzer şekilde klinik olarak kabul edilebilir düzeyde renk değişimi tespit edilmiştir ($\Delta E_{00} < 2,8$).

Tekrarlanan fırınlama işlemleri sonucu Y-TZP zirkonya (Copran Zr-i, Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG, Wesel, Almanya) ve lityum disilikat seramik materyallerdeki renk değişiminin incelendiği bir çalışmada örnekler sırasıyla 1., 3. ve 5. kez tekrarlı fırınlama işlemine tabi tutulmuştur. Ölçümler sonucunda l^* ve b^* değerleri lityum disilikat seramikler için değişim gösterirken, zirkonya örnekleri için istatistiksel olarak anlamlı bir değişim bulunmamıştır ($p>0,05$). Fırınlama aşamalarına göre, ΔE değerleri istatistiksel olarak anlamlı fark göstermese de algılanabilirlik eşiğinin üzerinde sonuçlar vermiştir ($\Delta E > 1$). Bu nedenle, tekrarlanan pişirmeler nedeniyle oluşan renk değişimlerinin göz ardı edilmemesi gerektiği ve hem lityum disilikat hem de zirkonya materyaller için tekrarlanan pişirmelerden kaçınılması gerektiği belirtilmiştir. (Gönüldaş ve ark., 2018) Çalışmamızda l^* ve b^* değerlerinde değişim gözlenirken benzer şekilde ΔE_{00} değerleri istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemiştir ($p>0,05$). Ancak bu değerler algılanabilirlik eşiğinin üzerindedir. ($\Delta E_{00}>1,1$).

Farklı monolitik zirkonya kronların translüsensi değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, kronların T_t (total transmisyon) değerleri ve CR (Contrast ratio) değeri üzerinden karşılaştırma yapılmış ve kronların translüsensi değerlerinin ölçülebilmesi için siyah ve beyaz day modeller hazırlanmıştır. Ölçümler kronların bukkal yüzeyinden yapılmış ve çıkan sonuçlar istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre kübik zirkonyanın estetik olarak umut vadeden bir materyal olduğu belirtilmiştir. (Baldissara ve ark., 2018) Benzer şekilde Sravanthi ark. da çalışmalarında tam seramik kronların translüsensi değerlerini karşılaştırmak için siyah ve beyaz daylar hazırlamış ve CR analizi metodunu kullanmışlardır. (Sravanthi ve ark., 2015) Bizim çalışmamızda da benzer şekilde kronların translüsensi değerlerinin ölçümü için siyah ve beyaz day modeller hazırlanmış ve ölçümler bukkal yüzden yapılmıştır. Aynı zamanda renk değerlerinin ölçümü için gri day hazırlanmıştır. Çalışmamızda materyal karşılaştırması yapılmamış olup, TP_{00} analizi kullanılarak tekrarlanan fırınlama işleminin etkisi araştırılmıştır. Bu nedenle ortaya çıkan değerler açısından karşılaştırma yapılamamaktadır. Çalışmamızda elde edilen ortalama TP_{00} değerlerinin disk şeklinde örneklerle yapılan araştırmalara göre bir miktar düşük olduğu tespit edilmiştir. Bunun nedeninin; çalışmamızda ölçüm yöntemi olarak day üzerinde ölçüm yapılması, premolar şeklindeki kron kalınlığının 1.2 mm olması olduğu düşünülmektedir. Nitekim literatürde zirkonya ile yapılan ve çalışmamıza benzer sonuçlar elde edilen çalışmalar da mevcuttur.

Wang ve ark. farklı zirkonya seramiklerin TP değerini 5.5 ile 15.1 arasında değiştiğini farklı markalar ve kalınlıklarla bildirmiştir. (Wang ve ark., 2013)

Sırasıyla 1, 3, 5 ve 7 kez fırınlamaya tabi tutulan zirkonya (Nacera Pearl, DOCERAM Medical Ceramics, Almanya, 3Y ve 6Y) ve e.max seramik örneklerin kullanıldığı başka bir çalışmada e.max, zirkonyadan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek ortalama renk değişimi (ΔE) göstermiş, ayrıca 7. tekrarlanan fırınlama 5. tekrarlanan fırınlamadan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek ortalama renk değişimi göstermiştir ($p < 0,001$). (Mohamed ve ark., 2020) Bu çalışma fırınlama miktarının ve materyal çeşidinin renk değişimi açısından önemli olduğunu göstermektedir.

Prettau zirkonya blokların (Zirkonzahn GmbH, Gais, Italy, 4Y) kullanıldığı bir çalışmada, tekrarlayan pişirme işlemleri sonucunda zirkonya numunelerinde ΔE , TP, L, a ve b değer değişimlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı bu nedenle 4 fırınlamaya kadar ilave fırınlama işlemleri zirkonyum altyapıların renk ve faz karakterinde bir değişikliğe neden olmadığından güvenle uygulanabilir olduğu bildirilmiştir. (Ozdogan ve Ozdemir, 2020) Aynı araştırmacının bir başka çalışmasında yine tekrarlanan fırınlama işlemi uygulanmış ve kullanılan monolitik zirkonya (TT; Upcera Dental Technology Co) materyali en düşük, zirkonya kor (ST; Upcera Dental Technology Co,) materyali ise en yüksek ortalama renk farkı değerleri gösterirken kullanılan tüm malzemelerin klinik olarak kabul edilebilir değerlerin üzerinde bir renk farkı sergilediği bildirilmiştir. (Ozdogan ve Tosun, 2024) Çalışmamızda TP₀₀ değeri istatistiksel olarak anlamlı fark gösterirken renk değişimi açısından anlamlı fark gözlenmemiştir ($p < 0,001$, $p > 0,05$). Bu çalışmalarda ortaya çıkan farklı sonuçlar, fırınlama ısılarının farklı olması ve materyal farkı olarak açıklanabilir. Nitekim literatürde yüksek sıcaklıklardaki pişirme işlemlerinin zirkonyanın son rengini etkileyebileceğini bildiren çalışmalar mevcuttur. (Juntavee ve Attashu, 2018; Lawson ve Maharishi, 2020)

Sinterleme parametrelerinin zirkonya materyallerinin mekanik ve estetik özelliklerine etkisini inceleyen bir çalışmada; örnekler yüksek hızlı, hızlı ve geleneksel sinterleme işlemlerine tabi tutulmuşlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre, 4Y-TZP'de sinterleme koşullarının mekanik davranışa kıyasla optik özellikler üzerinde daha doğrudan bir etkiye sahip olduğu öne sürülmüştür. Sinterleme protokollerinin 4Y-TZP

üzerindeki etkilerinin karmaşık olduğu, her iki protokolün de kendine özgü avantajlar sunduğu belirtilmiştir. Yüksek hızlı sinterlemenin kısa sürede iyi sonuçlara ulaştığı, fakat geleneksel sinterlemenin daha yüksek optik özellikler sunduğu vurgulanmıştır. (Mayinger ve ark., 2024) Çalışmamızda kullanılan kronlar geleneksel sinterleme işlemi uygulanan kronlardır.

Miura ve ark. IPS e.max ZirCAD Prime (3Y ve 5Y)'ın da dahil edildiği bir çalışmada, sinterleme protokolü ve termal yaşlandırma işlemlerinin, zirkonya örneklerin renk değerlerine etkisini incelemişlerdir. Renk ölçümü servikal, insizal ve orta kısımdan ayrı ayrı olarak yapılmış ve özellikle IPS e.max ZirCAD Prime örneklerde, gözle görülür derecede renk değişimi olduğu gözlenmiştir ($\Delta E_{00} > 1,8$). (Miura ve ark., 2024) Çalışmamızda da benzer şekilde glazür ve fırınlama işlemleri sonrası, IPS e.max ZirCAD Prime kronlarda gözle görülür derecede renk değişimi olduğu belirlenmiştir ($\Delta E_{00} > 1,8$). Uygulanan işlemler farklı olsa da bu iki çalışmanın sonuçları IPS e.max ZirCAD Prime disklerin renk değerlerinin ısıl işlemlerden etkilendiğini göstermesi açısından önemlidir.

Kahve termosiklusunun, lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD) ve polikromatik zirkonyanın (IPS e.max ZirCAD Prime) renk ve translüsensi özelliklerine etkisini inceleyen bir çalışmada, her iki malzemenin de 30.000 kahve termosiklusundan sonra ΔE değerlerinin ortalamasının kabul edilebilir aralıktan ($1,2 < \Delta E \leq 2,7$) daha yüksek olduğu gözlenmiştir ($\Delta E = 4,69$, $\Delta E = 4,64$). TP değişimi değerlendirildiğinde, IPS e.max CAD örneklerde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuşken ($p < 0,001$), IPS e.max ZirCAD Prime örneklerde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p > 0,05$). (Khomprang ve ark., 2024) Çalışmamızda Khomprang ve ark.'nın çalışmasının aksine IPS e.max ZirCAD Prime örneklerde fırınlama işlemi sonrası klinik olarak kabul edilebilir derecede renk değişimi gözlenmiştir ($\Delta E_{00} < 2,8$). Ayrıca tekrarlanan fırınlamalar sonucu renk değişiminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p = 0,368$). Çalışmamızda renk değerlerinin aksine TP_{00} değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede azalmıştır ($p < 0,001$). Khomprang ve ark., örneklerdeki yüksek derecede renk değişimini termosiklus sırasında su solüsyonu yerine kahve solüsyonu kullanılmış olması ve malzemelerin yüzeylerinin günde 24 saat kahveye maruz kalmasıyla açıklamışlardır. İnsanların genellikle günde ortalama 1 saat kahve tüketmesi ve ağız profilaksisi için rutin fırçalama yapması nedeniyle, çalışmadaki ΔE değerlerinin tahmin edilen değerlerden yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Aynı zamanda seramiklerin

yarı saydamlığını etkileyen birincil faktörün yüzey gözenekliliği olduğu; yüzey gözenekliliği arttıkça seramiklerin opak hale geldiğini belirtmişlerdir. TP değerlerinde kahve termosiklus sonrası değişim olmamasının sebebi, Khomprang ve ark.'nın örneklerle termosiklus uygulamadan önce glazür işlemi uygulamış olmaları olarak açıklanabilir.

Yine IPS e.max ZirCAD Prime materyalinin de dahil edildiği bir başka çalışmada, materyaller çiğneme stimülatörü ile aşındırıldıktan sonra polisaj işlemi uygulamış ve CR (Contrast ratio) değerleri değerlendirilmiştir. CR değeri, IPS e.max ZirCAD Prime' da dahil olmak üzere kullanılan tüm zirkonya materyallerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede artmış ancak sonuçların klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu bildirilmiştir ($p<0,001$). (Ghanem ve ark., 2024) CR değerindeki artış, materyalin opaklığının arttığını, dolayısıyla translüsensi değerinin düştüğünü göstermektedir. Bu çalışma IPS e.max ZirCAD Prime'ın renk değerlerinin yüzey işlemlerinden etkilendiğini göstermesi açısından önemlidir. Çalışmamızda da benzer şekilde IPS e.max ZirCAD Prime materyalinin translüsensi değeri, glazür işleminden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmiştir ($p<0,001$).

Literatürdeki çalışmalar da göz önünde bulundurulduğunda;

Piyasada bulunan zirkonya materyalleri; içeriklerine, uygulanan yüzey işlemine, fırınlama şekline, kullanılan glazür malzemesinin içeriğine ve hazırlanan restorasyonun kalınlığına göre fırınlama ve glazür işlemlerinden farklı şekilde etkilenebilmektedir. Bu nedenle özellikle tekrarlı fırınlama işlemi yapılacağı zaman restorasyonun renk ve translüsensi değerlerinde değişim olabileceği göz önünde bulundurulmalı ve zorunlu olmadıkça tekrarlanan fırınlama yapılmamalıdır.

Bu çalışmanın limitasyonları:

- Çalışmada tek çeşit zirkonya materyalinin kullanılmış olması,
- İnternal uyum değerlerinin ölçülememiş olması,
- Marjinal uyum değerlerinin ölçülmesi için kullanılan ImageJ programının teknik hassasiyetinin düşük olması,
- Tek tip basamak kullanılmasından dolayı farklı basamak tiplerinde marjinal uyum değerlerinin karşılaştırılamamış olması,
- Tek kalınlıkta hazırlanmış kronların kullanılmasıyla renk ve translüsensi değerlerinin farklı kalınlıklarda ölçülememiş olması,
- Ağız ortamının, renk değerlerinin ölçümü esnasında simüle edilememiş olması; olarak belirlenmiştir.

6 SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sonuçlarına göre:

Marjinal aralık değerlerinin, tekrarlanan fırınlama işlemi sonucunda istatistiksel olarak arttığı tespit edilmiştir ($p < 0,001$). Tekrarlanan fırınlamalar sonucunda marjinal uyum azalmaktadır.

Renk değerlerinin, tekrarlanan fırınlama işlemi sonucunda istatistiksel olarak değişmediği ancak fırınlama işleminin renk değerlerini gözle görülür derecede değiştirdiği tespit edilmiştir ($p > 0,05$, $\Delta E_{00}^* > 1,1$).

Translüsensi değerlerinin, tekrarlanan fırınlama işlemi sonucunda istatistiksel olarak azaldığı tespit edilmiştir ($p < 0,001$).

Bu sonuçlar göz önüne alındığında:

Glazür ve fırınlama işlemlerinin, zirkonya kronların, marjinal uyum, renk ve translüsensi değerlerini etkileyebileceği söylenebilir. Bu nedenle özellikle tekrarlı fırınlama işlemi yapılacağı zaman restorasyonun marjinal uyum, renk ve translüsensi değerlerinde değişim olabileceği göz önünde bulundurulmalı ve zorunlu olmadıkça tekrarlanan fırınlama yapılmamalıdır.

KAYNAKLAR

- 3M™. (2018). *Esthetic Fluorescent FullContour Zirconia Technical Product Profile*.
3M.com/Dental. 3M™ Lava™
- 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.
- Al-Haj Husain, N., Özcan, M., Dydyk, N., & Joda, T. (2022). Conventional, speed sintering and high-speed sintering of zirconia: A systematic review of the current status of applications in dentistry with a focus on precision, mechanical and optical parameters. *Journal of clinical medicine*, 11(16), 4892.
- AL-Rabab'ah, M., Hamadneh, W. a., Alsalem, I., Khraisat, A., & Abu Karaky, A. (2019). Use of high performance polymers as dental implant abutments and frameworks: a case series report. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 365-372.
- Alammar, A., & Blatz, M. B. (2022). The resin bond to high-translucent zirconia—A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(1), 117-135.
- Alkhatib, M. N., Holt, R., & Bedi, R. (2005). Age and perception of dental appearance and tooth colour. *Gerodontology*, 22(1), 32-36.
- Altan, B., & Cinar, S. (2022). Effect of repeated firings and thickness on optical properties of variable preshaded and shaded novel translucent zirconia blocks. *BioMed research international*, 2022(1), 8572782.
- Altın abutment*. Retrieved from <https://ddspier.com/product/straight-abutment-3-7-13-020-biohorizons-external-hex-compatible/>
- Anusavice, K. (2012). *Phillips' Science of Dental Materials* (12 ed.).
- Anusavice, K. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials*.
- Anusavice, K. J. (2012). Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dental materials*, 28(1), 102-111.

- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Aravind, P., Razak, P. A., Francis, P., Issac, J. K., Shanoj, R., & Sasikumar, T. (2013). Comparative evaluation of the efficiency of four ceramic finishing systems. *Journal of international oral health: JIOH*, 5(5), 59.
- Ayyıldız, S., Uyar, U. D. H. A., & Yüzügüllü, B. DİŞ HEKİMLİĞİNDE MİKROSİZINTI VE İNCELEME YÖNTEMLERİ.
- Bachhav, V. C., & Aras, M. A. (2011). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. *The journal of advanced prosthodontics*, 3(2), 57-62.
- Baig, M. R., Tan, K. B.-C., & Nicholls, J. I. (2010). Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *The Journal of prosthetic dentistry*, 104(4), 216-227.
- Baldissara, P., Wandscher, V. F., Marchionatti, A. M. E., Parisi, C., Monaco, C., & Ciocca, L. (2018). Translucency of IPS e. max and cubic zirconia monolithic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(2), 269-275.
- Bayındır, F., & Uzun, A. G. D. İ. H. (2007). Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007(2).
- Belser, U. C., Mericske-Stern, R., Bernard, J. P., & Taylor, T. D. (2000). Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 8*, 11, 126-145.
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505-511.
- Bidra, A. S., & Rungruanganunt, P. (2013). Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(3), 159-176.
- Bindl, A., Lüthy, H., & Mörmann, W. H. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental materials*, 22(1), 29-36.

- Brewer, J. D., Wee, A., & Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics*, 48(2), 341-358.
- Büyükdere, A. K., & Sertgöz, A. (2016). Sabit Protetik Restorasyonların İn Vivo Çalışmalar İle Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(13).
- Celik, G., Uludag, B., Usumez, A., Sahin, V., Ozturk, O., & Goktug, G. (2008). The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99(3), 203-208.
- Cesar, P. F., de Paula Miranda, R. B., Santos, K. F., Scherrer, S. S., & Zhang, Y. (2024). Recent advances in dental zirconia: 15 years of material and processing evolution. *Dental materials*.
- Chang, J.-S., Ji, W., Choi, C.-H., & Kim, S. (2015). Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(2), 86-90.
- Chaturvedi, T. (2009). An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian Journal of Dental Research*, 20(1), 91-98.
- Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535-543.
- Chokr, H., Alshaarani, F., & Husein, H. A. (2023). Evaluation of the Marginal Fit of Computer-Aided Design (CAD) and Computer-Aided Manufacturing (CAM) Zirconia Bridges Fabricated With Different Firing Cycles of Veneering Porcelain: An In Vitro Study. *Cureus*, 15(2).
- CIEXYZ Renk Sistemi Retrieved from https://en.wikipedia.org/wiki/CIE_1931_color_space
- Čokić, S. M., Córdor, M., Vleugels, J., Van Meerbeek, B., Van Oosterwyck, H., Inokoshi, M., & Zhang, F. (2022). Mechanical properties–translucency–microstructure relationships in commercial monolayer and multilayer monolithic zirconia ceramics. *Dental materials*, 38(5), 797-810.
- Cuiling, L., Liyuan, Y., Xu, G., & Hong, S. (2016). Influence of coping material selection and porcelain firing on marginal and internal fit of computer-aided design/computer-aided manufacturing of zirconia and titanium ceramic implant-supported crowns. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology*, 34(3), 262-266.

- Cuiling, L., Xu, G., Yuping, Q., & Liyuan, Y. (2016). Influence of different designs and porcelain/glaze firing on the marginal and internal fit of implant-supported zirconia crowns. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology*, 34(1), 63-67.
- Culpepper, W. D. (1970). A comparative study of shade-matching procedures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 24(2), 166-173.
- da Silva, T. M., Salvia, A. C. R. D., de Carvalho, R. F., Pagani, C., da Rocha, D. M., & da Silva, E. G. (2014). Polishing for glass ceramics: which protocol? *Journal of prosthodontic research*, 58(3), 160-170.
- Degidi, M., Artese, L., Scarano, A., Perrotti, V., Gehrke, P., & Piattelli, A. (2006). Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *Journal of periodontology*, 77(1), 73-80.
- Deniz, D., & Aktaş, G. (2023). Güncel Zirkonya Jenerasyonları: Klinik İpuçları. *Acta Odontologica Turcica*, 40(3).
- Doğan, D. A., & Yüzügüllü, B. (2011). Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(4), 65-72.
- Euán, R., Figueras-Álvarez, O., Cabratosa-Termes, J., Brufau-de Barberà, M., & Gomes-Azevedo, S. (2012). Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(4), 291-295.
- Fasbinder, D. J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31(9), 702-704, 706, 708-709.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21197938>
- Fathi, A., Farzin, M., Giti, R., & Kalantari, M. H. (2019). Effects of number of firings and veneer thickness on the color and translucency of 2 different zirconia-based ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(6), 565 e561-565 e567.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.08.020>
- Fenner, N., Hämmerle, C. H., Sailer, I., & Jung, R. E. (2016). Long-term clinical, technical, and esthetic outcomes of all-ceramic vs. titanium abutments on

implant supporting single-tooth reconstructions after at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 27(6), 716-723.

Fırınlama cihazı. Retrieved from

https://www.ivoclar.com/en_us/shop/p/furnaces/programatp310g2110120v5060hz/p/747824bu

Fischer, J. (1999). Esthetics and prosthetics: an interdisciplinary consideration of the state of the art. (*No Title*).

Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International journal of Periodontics and restorative dentistry*, 23(5), 467-480.

Ghanem, R., Adel, A., & Al-Zordk, W. (2024). Effect of simulated intraoral adjustment on the color and translucency of gradient multilayered monolithic zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*.

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.

Giti, R., & Farrahi, P. (2024). Marginal fit of 3-unit implant-supported fixed partial dentures: Influence of pattern fabrication method and repeated porcelain firings. *Plos one*, 19(4), e0301799.

Giti, R., Haghdoost, S., & Ansarifard, E. (2020). Effect of different coloring techniques and surface treatment methods on the surface roughness of monolithic zirconia. *Dental Research Journal*, 17(2), 152-161.

The Glossary of Prosthodontic Terms. (2023). *Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(4), E1-E126. <Go to ISI>://WOS:001133835300001

Goldman, M., Laosonthorn, P., & White, R. R. (1992). Microleakage—full crowns and the dental pulp. *Journal of Endodontics*, 18(10), 473-475.

Gómez-Polo, C., Montero, J., Gómez-Polo, M., & Martin Casado, A. (2020). Comparison of the CIELab and CIEDE 2000 color difference formulas on gingival color space. *Journal of Prosthodontics*, 29(5), 401-408.

Goodacre, C., Paravina, R., Bergen, S., & Preston, J. (2009). A contemporary guide to color and shade selection for prosthodontics. *American College of Prosthodontists*.

- Gönültaş, F., Çelik, E., & Öztürk, C. (2018). Influence of repeated firings on the color parameters of two different all-ceramic materials. *Color Research & Application*, 43(4), 606-611.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*, 28(3).
- Gradyan teknolojisi. Retrieved from https://www.ivoclar.com/en_li/products/digital-processes/ips-e.max-zircad-prime-family
- Gseibat, M., Sevilla, P., Lopez-Suarez, C., Rodríguez, V., Peláez, J., & Suárez, M. J. (2022). Prospective clinical evaluation of posterior third-generation monolithic zirconia crowns fabricated with complete digital workflow: two-year follow-up. *Materials*, 15(2), 672.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004a). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental materials*, 20(5), 441-448.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004b). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20(5), 449-456.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.05.002>
- Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*, 55(2), 333-352.
- Gupta, T., Bechtold, J., Kuznicki, R., Cadoff, L., & Rossing, B. (1977). Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *Journal of Materials Science*, 12, 2421-2426.
- Gürel, G. (2004). Porselen laminat venerler bilim ve sanatı. *Quintessence*, 126-129.
- Güth, J.-F., Stawarczyk, B., Edelhoff, D., & Liebermann, A. (2019). Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence international*, 50(7).
- Haag, P. (2011). *Porcelain veneering of titanium: clinical and technical aspects* [Malmö University, Faculty of Odontology].

- Hammad, I. A., & Stein, R. S. (1991). A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part II. *The Journal of prosthetic dentistry*, 65(2), 169-179.
- Han, K.-H., Lee, J.-Y., Shin, S. W., Han, K.-H., Lee, J.-Y., & Shin, S. W. (2016). Implant-and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework. *International Journal of prosthodontics*, 29(5).
- Hannig, M. (1999). Transmission electron microscopy of early plaque formation on dental materials in vivo. *European journal of oral sciences*, 107(1).
- Hibrit abutment*. Retrieved from <https://abutments4life.de/es/hybrid-abutment/>
- Hickel, R., Roulet, J.-F., Bayne, S., Heintze, S. D., Mjör, I. A., Peters, M., Rousson, V., Randall, R., Schmalz, G., & Tyas, M. (2007). Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clinical oral investigations*, 11, 5-33.
- Hindle, J., & Harrison, A. (2000). Tooth colour analysis by a new optoelectronic system. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 8(2), 57-61.
- Holmes, J. R., Bayne, S. C., Holland, G. A., & Sulik, W. D. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 62(4), 405-408.
- Hondrum, S. O. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 67(6), 859-865.
- Horn, D. J., Bulan-Brady, J., & Hicks, M. L. (1998). Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. *Journal of Endodontics*, 24(12), 786-790.
- Hui, Y., Zhao, Y., Zhao, S., Gu, L., Fan, X., Zhu, L., Zou, B., Wang, Y., & Cao, X. (2013). Fluorescence of Eu³⁺ as a probe of phase transformation of zirconia. *Journal of alloys and compounds*, 573, 177-181.
- Ibraheem, A. F., & Hmedat, S. (2013). An in vitro evaluation of fit of the crowns fabricated by zirconium oxide-based ceramic CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Baghdad Coll Dent*, 25(1), 43-48.
- Inokoshi, M., Liu, H., Yoshihara, K., Yamamoto, M., Tonprasong, W., Benino, Y., Minakuchi, S., Vleugels, J., Van Meerbeek, B., & Zhang, F. (2023). Layer

- characteristics in strength-gradient multilayered yttria-stabilized zirconia. *Dental materials*, 39(4), 430-441.
- Ivoclar™. IPS e.max® ZirCAD Prime, Prime Esthetic. In.
- Jang, J.-E., Kim, M.-H., Yun, M.-J., Jeong, C.-M., & Jeon, Y.-C. (2011). The effect of repeated firings on the color of zirconia-based all-ceramic system. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 49(1), 73-79.
- Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L. C., & Burgess, J. O. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(1), 22-29.
- Jarad, F., Russell, M., & Moss, B. (2005). The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *British dental journal*, 199(1), 43-49.
- Jiang, L., Xu, M.-Q., Lu, X.-L., Tong, X.-W., Liang, X.-J., & Yu, H. (2023). Effect of multiple firings on the color and translucency of monolithic zirconia. *Frontiers in Materials*, 10, 1110688.
- Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 32, 3-12.
- Juntavee, N., & Attashu, S. (2018). Effect of sintering process on color parameters of nano-sized yttria partially stabilized tetragonal monolithic zirconia. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(8), e794.
- Jw, M. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br dent j*, 131, 107-111.
- Kahramanoğlu, E., & Özkan, Y. K. (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(4), 339-347.
- Kaizer, M. R., Kolakarnprasert, N., Rodrigues, C., Chai, H., & Zhang, Y. (2020). Probing the interfacial strength of novel multi-layer zirconias. *Dental materials*, 36(1), 60-67.
- Karamouzos, A., Papadopoulos, M., Kolokithas, G., & Athanasiou, A. (2007). Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *Journal of oral rehabilitation*, 34(8), 613-621.
- KATANA™, K. N. (2021). Zirconia UTML STML ML HT Technical Guide. In.
- Kelly, J. R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*, 48(2), 513-530.

- Khashayar, G., Bain, P. A., Salari, S., Dozic, A., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2014). Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. *Journal of dentistry*, 42(6), 637-644.
- Khomprang, R., Sripetchdanond, J., & Chengprapakorn, W. (2024). Effect of Coffee Thermocycling on Color Stability and Translucency of CAD-CAM Polychromatic High Translucent Zirconia Compared With Lithium Disilicate Glass Ceramic. *Clinical and Experimental Dental Research*, 10(4), e918.
- Kim, B., Zhang, Y., Pines, M., & Thompson, V. (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research*, 86(2), 142-146.
- Kim, H.-K., Kim, S.-H., Lee, J.-B., & Ha, S.-R. (2016). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(6), 773-779.
- Kim, H.-K., Kim, S.-H., Lee, J.-B., Han, J.-S., & Yeo, I.-S. (2013). Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*, 5(3), 296-304.
- Kolakarnprasert, N., Kaizer, M. R., Kim, D. K., & Zhang, Y. (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental materials*, 35(5), 797-806.
- Kolorimetre. Retrieved from <https://www.an-ka.com/wr184-8-fru-kolorimetre>
- Koyuncu, B., Özpınar, B., & Çağlar, A. B. (2021). Farklı Yöntemler ile Üretilen Tüm Seramik Restorasyonların Marjinal Uyumu. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 42(2), 151-158.
- Kulyk, V., Duriagina, Z., Vasylyv, B., Vavrukh, V., Kovbasiuk, T., Lyutyy, P., & Vira, V. (2022). The effect of sintering temperature on the phase composition, microstructure, and mechanical properties of yttria-stabilized zirconia. *Materials*, 15(8), 2707.
- Kurt, M., TURHAN BAL, B., & Bal, C. (2016). Güncel Renk Ölçüm Yöntemleri: Sistematik Derleme. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 22(2).
- L,a,b renk uzayı diyagramı* Retrieved from https://www.researchgate.net/figure/The-CIELAB-color-space-diagram-The-CIELAB-or-CIE-L-a-b-color-system-represents_fig1_338303610

- Lameira, D. P., Silva, W. A. B. E., Silva, F. A. E., & De Souza, G. M. (2015). Fracture strength of aged monolithic and bilayer zirconia-based crowns. *BioMed research international*, 2015(1), 418641.
- Laurent, M., Scheer, P., Dejou, J., & Laborde, G. (2008). Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns—validation of the silicone replica method. *Journal of oral rehabilitation*, 35(2), 116-122.
- Lawson, N. C., & Maharishi, A. (2020). Strength and translucency of zirconia after high-speed sintering. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 219-225.
- Lee, J.-H., Son, K., & Lee, K.-B. (2020). Marginal and internal fit of ceramic restorations fabricated using digital scanning and conventional impressions: A clinical study. *Journal of clinical medicine*, 9(12), 4035.
- Lee, Y. K., Lim, B. S., & Kim, C. W. (2002). Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 63(5), 657-663.
- Lindemann, W. (2006). Dentalkeramiken-mineralogisch betrachtet. ZMK 5: 280-85, 2000. Stamouli, K. Smeekens, S. Att, W. Strub, JR Fracture resistance of three unit zirconiumdioxide posterior fixed partial dentures. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 61, 621-626.
- Lindsey, D. T., & Wee, A. G. (2007). Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth. *Journal of dentistry*, 35(7), 593-599.
- Linkevicius, T. (2017). The Novel Design of Zirconium Oxide-Based Screw-Retained Restorations, Maximizing Exposure of Zirconia to Soft Peri-implant Tissues: Clinical Report After 3 Years of Follow-up. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 37(1).
- Linkevicius, T., & Vaitelis, J. (2015). The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 26, 139-147.
- Liu, H., Inokoshi, M., Nozaki, K., Shimizubata, M., Nakai, H., Too, T. D. C., & Minakuchi, S. (2022). Influence of high-speed sintering protocols on

- translucency, mechanical properties, microstructure, crystallography, and low-temperature degradation of highly translucent zirconia. *Dental materials*, 38(2), 451-468.
- Maharishi, A., McLaren, E. A., & White, S. N. (2024). Color-and strength-graded zirconia: Strength, light transmission, and composition. *The Journal of prosthetic dentistry*.
- Manjuran, N. G., & Sreelal, T. (2014). An in vitro study to identify a ceramic polishing protocol effecting smoothness superior to glazed surface. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14, 219-227.
- Mao, L., Kaizer, M. R., Zhao, M., Guo, B., Song, Y. F., & Zhang, Y. (2018). Graded Ultra-Translucent Zirconia (5Y-PSZ) for Strength and Functionalities. *J Dent Res*, 97(11), 1222-1228. <https://doi.org/10.1177/0022034518771287>
- Martínez-Gomis, J., Bizar, J., Anglada, J. M., Samsó, J., & Peraire, M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *International Journal of prosthodontics*, 16(1).
- Mayekar, S. M. (2001). Shades of a color. Illusion or reality? *Dental Clinics of North America*, 45(1), 155-172, vii.
- Mayinger, F., Ender, A., Strickstock, M., Elsayed, A., Zadeh, P. N., Zimmermann, M., & Stawarczyk, B. (2024). Impact of the sintering parameters on the grain size, crystal phases, translucency, biaxial flexural strength, and fracture load of zirconia materials. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 155, 106580.
- Michailova, M., Elsayed, A., Fabel, G., Edelhoff, D., Zylla, I.-M., & Stawarczyk, B. (2020). Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 111, 103977.
- Miura, S., Inagaki, R., Kasahara, S., & Yoda, M. (2014). Fit of zirconia all-ceramic crowns with different cervical margin designs, before and after porcelain firing and glazing. *Dental materials journal*, 33(4), 484-489.
- Miura, S., Shinya, A., Koizumi, H., Vallittu, P., Lassila, L., & Fujisawa, M. (2024). Effect of low-temperature degradation and sintering protocols on the color of

- monolithic zirconia crowns with different yttria contents. *Dental materials journal*, 43(2), 164-171.
- Miura, S., Tsukada, S., Fujita, T., Isogai, T., Teshigawara, D., Saito-Murakami, K., Asami, K., & Fujisawa, M. (2022). Effects of abutment tooth and luting agent colors on final color of high-translucent zirconia crowns. *Journal of prosthodontic research*, 66(2), 243-249.
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*, 57(4), 236-261.
<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2013.09.001>
- Mohamed, S. A., Ahmed, A. F., & Mekkawi, W. O. (2020). Effect of Repeated Firings on the Color Change and Surface Roughness of Two All-ceramic Systems. *Al-Azhar Dental Journal for Girls*, 7(3-C), 345-354.
- Munsell, A. H. (1919). *A color notation*. Munsell color company.
Munsell renk sistemi. Retrieved from
https://en.wikipedia.org/wiki/Munsell_color_system
- Müdüroğlu, R., KIVRAK, T., & Nalçacı, A. (2018). Methods And Devices Used In Color Determination. *Cumhur. Dent J*, 21, 61-69.
- Najeeb, S., Khurshid, Z., Matinlinna, J. P., Siddiqui, F., Nassani, M. Z., & Baroudi, K. (2015). Nanomodified peek dental implants: Bioactive composites and surface modification—A review. *International journal of dentistry*, 2015(1), 381759.
- 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.
- Nakaoka, M. M., Takahash, J. M. F. K., Nuñez-Pantoja, J. M. C., Consani, R. L. X., & Mesquita, M. F. (2010). Porcelain application and simulation of firing cycle: Effect on marginal misfit of implantsupported frameworks. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 9(3), 376-379.
- 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. e771.
- Nayır, E. (1999). Diş hekimliği maddeler bilgisi. *Dişhekimliği fak. Yayın*, 4019, 120-150.

- Nordahl, N., von Steyern, P. V., & Larsson, C. (2015). Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *Journal of oral science*, 57(3), 255-261.
- Nothdurft, F. P., Nonhoff, J., & Pospiech, P. R. (2014). Pre-fabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: success and failure after 3 years of function. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(5), 392-400.
- O'Brien, W. J. (2002). Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*.
- Obregon, A., Goodkind, R. J., & Schwabacher, W. B. (1981). Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceramometal restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 46(3), 330-340.
- Ogunc, A., & Avcu, G. Y. (2021). Effect of repeated firings on the marginal and internal adaptation of implant-supported metal-ceramic restorations fabricated with different thicknesses and fabrication methods. *The Journal of prosthetic dentistry*, 125(3), 504. e501-504. e506.
- 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.
- Ozdogan, A., & Ozdemir, H. (2020). The effects of repetitive firing processes on the optical, thermal, and phase formation changes of zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*, 12(1), 9-14.
- Ozdogan, A., & Tosun, B. (2024). Effects of repetitive firings on mechanical, optical, and phase formation changes of ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 132(1), 230-240.
- Paffenbarger, G. C., & Beall, J. R. (1937). American dental association specification No. 8 for dental zinc phosphate cement. *The Journal of the American Dental Association and The Dental Cosmos*, 24(12), 2019-2023.
- Paravina, R. D., & Powers, J. M. (2004). Esthetic color training in dentistry. (No Title). *Peek abutment*. Retrieved from <https://ab-dent.com/product/p4s-peek/>
- Pereira, G., Venturini, A., Silvestri, T., Dapieve, K., Montagner, A., Soares, F., & Valandro, L. (2016). Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A

- systematic review and meta-analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 55, 151-163.
- Perez, M. M., Ghinea, R., Herrera, L. J., Carrillo, F., Ionescu, A. M., & Paravina, R. D. (2018). Color difference thresholds for computer-simulated human Gingiva. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(2), E24-E30.
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Preis, V., Schmalzbauer, M., Bougeard, D., Schneider-Feyrer, S., & Rosentritt, M. (2015). Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *Journal of dentistry*, 43(1), 133-139.
- Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(6), 557-562.
- Rieth, P. H., Reed, J. S., & Naumann, A. W. (1976). Fabrication and flexural strength of ultrafine-grained yttria-stabilized zirconia. *Am. Ceram. Soc. Bull.;*(United States), 55(8).
- Rinke, S., Hüls, A., & Kettler, M. (1996). Colorimetric analysis as a means of quality control for dental ceramic materials. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 4(3), 105-110.
- Rinke, S., Metzger, A., & Ziebolz, H. (2022). Multilayer Super-Translucent Zirconia for Chairside Fabrication of a Monolithic Posterior Crown. *Case Reports in Dentistry*, 2022(1), 4474227.
- Rosenstiel, S., Land, M., & Fujimoto, J. (2006). Contemporary fixed prosthodontics 4th edition. *Mosby, El Sevier Inc., St. Louis, Missouri, USA*.
- Sailer, I., Feher, A., Filser, F., Lüthy, H., Gauckler, L. J., Schärer, P., & Hämmerle, C. H. F. (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence international*, 37(9).
- Scarano, A., Piattelli, M., Caputi, S., Favero, G. A., & Piattelli, A. (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of periodontology*, 75(2), 292-296.

- Schaefer, O., Kuepper, H., Thompson, G. A., Cachovan, G., Hefti, A. F., & Guentsch, A. (2013). Effect of CNC-milling on the marginal and internal fit of dental ceramics: a pilot study. *Dental materials*, 29(8), 851-858.
- Scherrer, S. S., Quinn, G. D., & Quinn, J. B. (2008). Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental materials*, 24(8), 1107-1113.
- Sedda, M., Vichi, A., Carrabba, M., Capperucci, A., Louca, C., & Ferrari, M. (2015). Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(1), 98-102.
- Seghi, R. R., Johnston, W. M., & O'Brien, W. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 56(1), 35-40.
- Sengez, G., & Dörter, C. (2019). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 213-220.
- Shin, M.-S., & Lee, H. (2019). Effect of additional firing process after sintering of monolithic zirconia crown on marginal and internal fitness. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 57(4), 321-327.
- Singhal, S. (2020). IPS e. max® ZirCAD® Prime: a new era in dental ceramics. *Aesthetic dentistry*, 1, 34-37.
- Sinterizasyon cihazı*. Retrieved from <https://www.redon.com/redon-rapid>
- Son, K., Lee, S., Kang, S. H., Park, J., Lee, K.-B., Jeon, M., & Yun, B.-J. (2019). A comparison study of marginal and internal fit assessment methods for fixed dental prostheses. *Journal of clinical medicine*, 8(6), 785.
- Spektrofotometre* Retrieved from https://www.vita-zahnfabrik.com/pdb_GG2G50G200_en-US.html_us
- Sravanthi, Y., Ramani, Y., Rathod, A. M., Ram, S. M., & Turakhia, H. (2015). The comparative evaluation of the translucency of crowns fabricated with three different all-ceramic materials: an in vitro study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 9(2), ZC30.
- Stappert, C., Dai, M., Chitmongkolsuk, S., Gerds, T., & Strub, J. (2004). Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British dental journal*, 196(12), 766-770.

- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*, 48(5).
- Stephen, J. (2003). Use of a reflectance spectrophotometer in evaluating shade change resulting from tooth-whitening products. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15, S42-S48.
- Strasser, T., Wertz, M., Koenig, A., Koetzsch, T., & Rosentritt, M. (2023). Microstructure, composition, and flexural strength of different layers within zirconia materials with strength gradient. *Dental materials*, 39(5), 463-468.
- Sundar, V., & Amber, P. L. (1999). Opals in nature. *J Dent Technol*, 16(8), 15-17.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10863467>
- Ten Bosch, J., & Coops, J. (1995). Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *Journal of dental research*, 74(1), 374-380.
- Titanyum abutment. Retrieved from <https://msdi-dental-implants.com/angled-abutment-15%C2%B0-coaa>
- Trakyalı, G. (2013). Methods Used for Color Determination. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 34(1), 1-10.
- Turgut, S., & Bağış, B. (2012). Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 65-75.
- Ueda, K., Gueth, J.-F., Erdelt, K., Stimmelmayer, M., Kappert, H., & Beuer, F. (2015). Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dental materials journal*, 34(3), 310-314.
- Vechiato, A. J., de Medeiros, R. A., Pellizzer, E. P., Mazaro, J., dos Santos, D. M., & Goiato, M. C. (2013). Analysis of the peri-implant soft tissues in contact with zirconia abutments: an evidence-based literature review. *J Contemp Dent Pract*, 14, 567-572.
- Vita Classical Renk Skalası Retrieved from <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-classical-A1-D4-shade-guide-39699,27568.html>
- VITA Toothguide 3D-Master Renk Skalası. Retrieved from <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-Toothguide-3D-MASTER-26230,27568.html>

- Vojdani, M., Safari, A., Mohaghegh, M., Pardis, S., & Mahdavi, F. (2015). The effect of porcelain firing and type of finish line on the marginal fit of zirconia copings. *Journal of dentistry*, 16(2), 113.
- Wang, F., Takahashi, H., & Iwasaki, N. (2013). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 110(1), 14-20.
- Wee, A. G. (2006). Description of color, color replication process and esthetics. *Contemporary fixed prosthodontics. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. 4th ed. St. Louis: Mosby*, 710-712.
- Wiesli, M. G., & Özcan, M. (2015). High-performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials: a review. *Implant dentistry*, 24(4), 448-457.
- Winter, A., Schurig, A., Odenthal, A.-L., & Schmitter, M. (2022). Impact of different layers within a blank on mechanical properties of multi-layered zirconia ceramics before and after thermal aging. *Dental materials*, 38(5), e147-e154.
- Wozniak, W., & Moser, J. (1981). How to improve shade matching in the dental operatory. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *Journal of the American Dental Association* (1939), 102(2), 209-210.
- Yang, S., Li, Q., Chen, S.-y., & Yu, H. (2023). Effect of multiple firings on the marginal fit of monolithic zirconia crowns: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 130(6), 897-901.
- Yıldırım, B. (2020). Effect of porcelain firing and cementation on the marginal fit of implant-supported metal-ceramic restorations fabricated by additive or subtractive manufacturing methods. *The Journal of prosthetic dentistry*, 124(4), 476. e471-476. e476.
- Yıldırım, B., & Paken, G. (2019). Evaluation of the marginal and internal fit of implant-supported metal copings fabricated with 3 different techniques: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 28(3), 315-320.
- Yıldırım, M., Fischer, H., Marx, R., & Edelhoff, D. (2003). In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(4), 325-331.
- Yılmaz, H., Aydin, C., & Gul, B. E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(2), 120-128.

- Yılmaz, K., Gonuldas, F., & Ozturk, C. (2014). The effect of repeated firings on the color change of dental ceramics using different glazing methods. *The journal of advanced prosthodontics*, 6(6), 427-433.
- Zhang, F., Vanmeensel, K., Batuk, M., Hadermann, J., Inokoshi, M., Van Meerbeek, B., Naert, I., & Vleugels, J. (2015). Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta biomaterialia*, 16, 215-222.
- Zirkonya abutment. Retrieved from <https://www.straumann.com/us/en/dental-professionals/products-and-solutions/implant-borne-prosthetics/products/cares-abutment-zirconium-dioxide.html>



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Ayşegül ÜÇDAL ASLAN

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Lisans	Atatürk Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2019
Lise	Hüseyin Celal Yardımcı Ağrı Fen Lisesi	2014

Mesleki Deneyim

Yıl	Yer	Görev
2021-2024	Uşak Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Ayşegül Üçdal, Fatma Şehide Ercan, Bengisu Yıldırım(2022) Kronik Bruksizmi Olan Hastanın Monolitik Zirkonyum Restorasyonlarla Rehabilitasyonu(Özet Bildiri/Poster Sunumu)

Ayşegül Üçdal , Bengisu Yıldırım , Aysıla Tekeli Şimşek , Mehmet Ali Güngör ¹, Fatih Karaaslan, Ongun Çelikkol, Özge Kırarslan Karagöz (2023). All- on-four konseptiyle Yerleştirilmiş Olan İmplantların Üzerine Yapılan Protetik Restorasyonların Değerlendirilmesi (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)

Ayşegül Üçdal Aslan, Bengisu Yıldırım, Merve Ünal, Elif Ezgi Oğuz, Hasan Gökçe(2023). Evaluation of Color and Translucency Change After Polishing in CAD-CAM Ceramic Materials of Different Thicknesses. 27th Congress of the Balkan Stomatological Society. (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)

Üçdal, Ayşegül, Yıldırım, Bengisu, Ercan, Fatma Şehide, & Güngör, Mehmet Ali (2024). İmplant Üstü Protezlerde Oklüzyon. *Aydın Dental Journal*, 10(1), 57-64.

