



**NANO KAPLAMANIN KAİDE MATERYALLERİNİN
YÜZEY ÖZELLİKLERİNE, RENK DEĞİŞİMİNE ve
MİKROBİYAL TUTULUMA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Merve KÖSEOĞLU

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Funda BAYINDIR

İkinci Danışman

Prof. Dr. Cortino SUKOTJO

Doktora Tezi-2025



SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Graduate School of Health Sciences

NANO KAPLAMANIN KAİDE MATERYALLERİNİN YÜZEY ÖZELLİKLERİNE, RENK DEĞİŞİMİNE ve MİKROBİYAL TUTULUMA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Merve KÖSEOĞLU

**Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR
İkinci Danışman
Prof. Dr. Cortino SUKOTJO**

**ERZURUM
2025**

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	VI
ÖZET	VII
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XI
TABLolar DİZİNİ	XIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Polimerler.....	5
2.1.1. Polimerlerin Özellikleri	5
2.2. Polimerizasyon ve Polimerizasyon Yöntemleri.....	7
2.2.1. İlave (Katılma) Tip Polimerizasyon	7
2.2.2. Kondenzasyon Polimerizasyonu.....	9
2.3. Sentetik Rezinler.....	9
2.4. Protez Kaide Materyali Olan Akrilik Rezinler	10
2.4.1. Akrilik Rezinlerin Yapısındaki Tozun Bileşimi	10
2.4.2. Akrilik Rezinlerin Yapısındaki Likidin Bileşimi.....	11
2.5. İdeal Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri.....	12
2.5.1. Fiziksel Özellikler.....	12
2.5.2. Mekanik Özellikler	12
2.5.3. Kimyasal Özellikler	13
2.5.4. Biyolojik Özellikler	13
2.5.5. Diğer Özellikler	13

2.6. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması	13
2.6.1. Polimerizasyon Şekline Göre Akrilik Rezinler	14
2.6.1.1. Isı ile Polimerize Akrilik Rezinler	14
2.6.1.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezinler	15
2.6.1.3. Görünür Işıkla Polimerize Olan Rezinler	15
2.6.1.4. Mikrodalga ile Polimerize olan Rezinler	16
2.7. Prepolimerize Akrilik Rezinler	16
2.8. CAD/CAM Sistemleri.....	18
2.8.1. Eksiltmeli Üretim Yöntemi.....	19
2.8.2. Eklemeli Üretim Yöntemi.....	21
2.8.3. CAD/CAM Sistemi ile Hareketli Protezlerin Üretimi.....	22
2.9. Protetik Materyallerin Yüzey Özellikleri	23
2.9.1. Yüzey Pürüzlülüğü ve Ölçüm Yöntemleri.....	23
2.9.1.1. Profilometreler	24
2.9.1.2. Taramalı Elektron Mikroskobu.....	26
2.9.1.3. Geçirimli Elektron Mikroskobu.....	26
2.9.1.4. Atomik Kuvvet Mikroskobu.....	27
2.9.2. Yüzey Sertliği ve Ölçüm Yöntemleri	27
2.9.2.1. Brinell Sertlik Testi.....	28
2.9.2.2. Rockwell Sertlik Testi	28
2.9.2.3. Barcol Sertlik Testi	28
2.9.2.4. Shore A Sertlik Testi.....	29
2.9.2.5. Knoop Sertlik Testi.....	29
2.9.2.6. Vickers Sertlik Testi	30
2.9.2.7. Nano-Sertlik (Nano-İndentasyon) Testi.....	31

2.10. Diş Hekimliğinde Renk ve Renk Ölçüm Yöntemleri	31
2.10.1. Munsell Renk Sistemi.....	32
2.10.2. CIE XYZ Renk Sistemi	34
2.10.3. CIE L*a*b* Renk Sistemi	35
2.10.4. CIEDE2000 Renk Sistemi	37
2.10.5. Diş Hekimliğinde Renk Belirleme Yöntemleri	39
2.10.5.1. Görsel Teknik	39
2.10.5.2. Cihaz Kullanılarak Yapılan Renk Ölçümü	40
2.11. Ağız Mikrobiyolojisi.....	42
2.11.1. Candida Cinsi Mantarlar	43
2.11.2. <i>Candida Albicans</i> 'ın Protez Stomatitindeki Rolü.....	44
2.11.3. <i>Candida Albicans</i> 'ın Protez Kaide Materyallerine Tutunmasını Etkileyen Faktörler.....	46
2.11.3.1. Kaide Materyalinin Cinsi.....	47
2.11.3.2. Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü.....	47
2.11.3.3. Vücut Sıvıları.....	48
2.11.3.4. Diğer Etkenler.....	49
2.12. Materyallerin Yüzey Özelliklerinin Değiştirilmesi	49
2.12.1. Atomik Katman Biriktirme Yöntemi	50
2.13. Diş Hekimliğinde Nanopartiküller.....	53
2.13.1. Titanyum Dioksit Nanopartikülleri.....	54
2.14. X-Işını Fotoelektron Spektroskopisi	56
2.15. SEM Analizi	57
3. MATERYAL VE METOT.....	59
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	61

3.1.1. Geleneksel Isıyla Polimerizasyon Yöntemiyle Üretim.....	62
3.1.2. Eksiltmeli Yöntemle Üretim.....	65
3.2. Örneklerin Yüzeyinin Titanyum Dioksit ile Kaplanması	68
3.3. Kaplanmış Örneklerin Yüzeyinin X-Işını Fotoelektron Spektroskopi Analizi	70
3.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü	71
3.5. Örneklerin Yüzey Sertliğinin Ölçümü	72
3.6. Örneklerin Renk Ölçümü.....	73
3.7. Örneklerin Yüzeyindeki <i>Candida Albicans</i> Tutulumunun İncelenmesi.....	75
3.8. Örneklerin SEM Görüntülerinin Elde Edilmesi.....	77
3.9. Verilerin İstatistiksel Analizinin Yapılması	78
4. BULGULAR.....	80
4.1. X-Işını Fotoelektron Spektroskopi Analizi Bulguları.....	80
4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	81
4.3. Yüzey Sertliği Bulguları	83
4.4. Renk Ölçüm Bulguları	85
4.4.1. L* Değerleri.....	85
4.4.2. a* Değerleri.....	87
4.4.3. b* Değerleri	89
4.4.4. Delta E Değerleri	90
4.5. <i>Candida Albicans</i> Sayısı.....	92
4.6. SEM Analizi Sonuçları	94
5. TARTIŞMA.....	97
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	117
KAYNAKLAR	119
EKLER	151

EK-1. Etik Bildirim ve İntihal Beyan Formu	151
EK-2. Etik Kurul Onay Formu	152



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca tecrübesi ve bilgisiyle her daim yanımda olan, tez yazım sürecimde içtenlik, sabır ve özveriyle bana yol gösteren, öğrencisi olmaktan büyük onur ve mutluluk duyduğum, kıymetli hocalarım ve tez danışmanlarım Sayın Prof. Dr. Funda Bayındır'a ve Prof. Dr. Cortino Sukotjo'ya,

Deneyim ve bilgilerine ihtiyaç duyduğum her an benimle paylaşan değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'na, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL'e, Prof. Dr. Hatice ÖZDEMİR'e, Prof. Dr. Nurcan ÖZAKAR'a, Doç. Dr. Esra KUL'a, Dr. Öğr. Üyesi R. Ersoy SAKARYA'ya ve Dr. Öğr. Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ'e, bu tez çalışmasını **TDK-2024-14643** proje numarası ile destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne, güzel anılar biriktirdiğim ve aynı ortamda çalışma fırsatı bulduğum Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki asistan arkadaşlarıma, çalışanlara ve aileme sonsuz teşekkür ederim.

Merve KÖSEOĞLU

ÖZET

Nano Kaplamanın Kaide Materyallerinin Yüzey Özelliklerine, Renk Değişimine ve Mikrobiyal Tutulumuna Etkisinin İncelenmesi

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı, titanyum dioksit (TiO₂) nano kaplamanın, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin yüzey özelliklerine, renk değişimine ve yüzeylerindeki mikrobiyal tutulumuna etkisinin incelenmesidir.

Materyal ve Metot: İki farklı renkte (orijinal pembe ve koyu pembe), iki farklı yöntemle (geleneksel ve eksiltmeli) üretilen örneklerin sayıca yarısının yüzeyleri atomik katman biriktirme yöntemi (ALD) ile nano boyutta TiO₂ ile kaplanmış, diğer yarısının yüzeyi ise kaplanmamış olup, toplamda sekiz adet grup oluşturulmuştur. Her bir gruptaki örneklerin yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği, renk değerleri ve yüzeylerindeki *Candida albicans* (*C. albicans*) tutulumu ölçülmüştür. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi, faktöriyel ve iki yönlü varyans analizi ve Pearson korelasyon testi ile yapılmıştır ($\alpha < 0.05$).

Bulgular: Kaide materyalinin üretim şekli ve yüzeyinin kaplanma durumu, materyallerin yüzey pürüzlülüğünü, yüzey sertliğini ve yüzeylerindeki *C. albicans* tutulumunu istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir ($p < 0.001$). Kaidelerin yüzey pürüzlülüğü ile yüzeylerindeki *C. albicans* sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı, pozitif yönde ilişki bulunmuştur ($p < 0.001$, $r = 0.983$). Kaide materyalinin rengi ve yüzeyinin kaplanma durumu, materyallerin L*, a*, b* değerlerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilerken ($p < 0.001$), üretim şekli anlamlı şekilde etkilememiştir ($p > 0.05$). Kaide materyalinin rengi, materyaldeki renk değişim (ΔE_{00}) değerlerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilerken ($p < 0.001$), üretim şekli anlamlı şekilde etkilememiştir ($p > 0.05$).

Sonuç: Eksiltmeli yöntemle üretilen ve yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ve yüzeyindeki *C. albicans* sayısı, geleneksel yöntemle üretilen ve yüzeyi kaplanmamış kaide materyallerinden daha düşük, yüzey msertliği ise daha yüksek bulunmuştur. Orijinal pembe renkteki ve yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış kaidelerin ortalama L*, a*, b* değerleri, koyu pembe renkteki ve yüzeyi kaplanmamışlardan daha yüksek bulunmuştur. Koyu pembe renkteki kaidelerin ortalama ΔE_{00} değerleri, orijinal pembe renktekilerden daha büyük bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: *Candida albicans*, protez kaideleri, renk, titanyum, yüzey özellikleri

ABSTRACT

Investigation of the Effect of Nano Coating on Surface Properties, Color Change, and Microbial Adhesion to Denture Base Materials

Aim: The aim of this thesis was to investigate the effect of titanium dioxide (TiO₂) nano-coating on the surface properties, color change, and microbial adhesion on the surface of the denture base materials produced by conventional and subtractive methods.

Material and Method: All specimens were produced in two different shades (original pink and dark pink) and by two different methods (conventional and subtractive). The surfaces of half the number of samples were coated with TiO₂ using the atomic layer deposition (ALD) method, while the other half were not coated, and a total of eight groups were created. Surface roughness, surface hardness, color values, and *Candida albicans* (*C. albicans*) adhesion of each specimen were measured. The obtained data were analyzed using factorial and two-way analysis of variance, and Pearson correlation test ($\alpha < 0.05$).

Results: The production method and surface coating of denture base material statistically significantly affected the materials' surface roughness, surface microhardness, and *C. albicans* adhesion on the surface ($p < 0.001$). There was a statistically significant, positive correlation between the surface roughness of the denture base and the number of *C. albicans* cells on the surface ($p < 0.001$, $r = 0.983$). The shade and surface coating of the base material statistically significantly affected the L*, a*, b* values ($p < 0.001$), while the production method did not ($p > 0.05$). The shade of the denture base material statistically significantly affected the color change (ΔE_{00}) values ($p < 0.001$), whereas the production method did not have a significant effect ($p > 0.05$).

Conclusion: The surface roughness and the number of *C. albicans* on the surface of the milled and TiO₂-coated denture base materials were found to be lower, and the surface hardness was higher than that of the conventional and uncoated denture base materials. The mean L*, a*, b* values of the original pink and TiO₂-coated denture base materials were higher than those of the dark pink and uncoated denture bases. The mean ΔE_{00} values of the dark pink denture base materials were found to be higher than those of the original pink color.

Keywords: *Candida albicans*, color, denture bases, surface properties, titanium

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ALD	: Atomik katman biriktirme
AFM	: Atomik kuvvet mikroskobu
C	: Karbon
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
CAM	: Bilgisayar destekli üretim
<i>C. albicans</i>	: <i>Candida albicans</i>
ΔE_{00}	: CIEDE2000 renk farklılığı
CFU	: Koloni oluşturan birim
CIE	: Uluslararası aydınlatma komisyonu
cm	: Santimetre
cm³	: Santimetre küp
CNC	: Bilgisayar destekli nümerik kontrol
ΔE	: Delta E
°	: Derece
°C	: Derece santigrat
D²	: İz alanı
dk	: Dakika
F	: Kuvvet
kg	: Kilogram
ml	: Mililitre
MMA	: Metil metakrilat
μm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
mm²	: Milimetrekare

nm	: Nanometre
N	: Newton
O	: Oksijen
PMMA	: Polimetil metakrilat
Sd	: Serbestlik derecesi
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
sn	: Saniye
TDMAT	: Tetrakis dimetilamido titanyum
TEM	: Geçirimli elektron mikroskobu
Ti	: Titanyum
TiO₂	: Titanyum dioksit
Tg	: Camı geçiş sıcaklığı
Tm	: Erime sıcaklığı
3B	: Üç boyutlu
VHN	: Vickers sertlik numarası
XPS	: X-Işını fotoelektron spektroskopi
%	: Yüzde

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. İlave tipi polimerizasyon başlangıç safhası örneği.....	8
Şekil 2.2. Munsell renk sistemi	33
Şekil 2.3. Rengin parlaklığı	34
Şekil 2.4. Rengin yoğunluğu	34
Şekil 2.5. CIE XYZ renk sistemi gamut görseli	35
Şekil 2.6. CIE L*a*b* renk küresi	36
Şekil 2.7. Görsel ölçümde kullanılan vita klasik renk skalası	40
Şekil 2.8. Spektrofotometre	41
Şekil 2.9. ALD ile kaplama sürecine ait adımları gösterir şema	51
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan ısıyla polimerize olan PMMA materyali	62
Şekil 3.2. Mufla içerisine yerleştirilmiş örnekler	63
Şekil 3.3. Mum artıklarının temizlenmiş hali	63
Şekil 3.4. Akrilik tepimi	64
Şekil 3.5. Mufladan çıkarılan örnekler	65
Şekil 3.6. Eksiltmeli üretimde kullanılan diskler	66
Şekil 3.7. Örneklerin kazınması	66
Şekil 3.8. Örneklerin etrafındaki fazlalıkların uzaklaştırılması.....	67
Şekil 3.9. Örnek boyutlarının kontrol edilmesi	67
Şekil 3.10. Çalışma kapsamında üretilen tüm örneklerin görüntüsü	68
Şekil 3.11. Çalışma kapsamında kullanılan ALD cihazının görüntüsü	69
Şekil 3.12. ALD yöntemi ile nano film kaplama süreci adımlarını gösterir şema	70
Şekil 3.13. Çalışmada kullanılan spektroskopik elipsometre cihazının görüntüsü	70
Şekil 3.14. Çalışmada kullanılan XPS cihazının görüntüsü	71

Şekil 3.15. Çalışmada kullanılan yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazının görüntüsü.....	72
Şekil 3.16. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri	72
Şekil 3.17. Çalışmada kullanılan yüzey sertliği ölçüm cihazının görüntüsü.....	73
Şekil 3.18. Örneklerin Vickers sertlik ölçümleri	73
Şekil 3.19. Renk ölçüm cihazının kalibrasyonun yapılması.....	74
Şekil 3.20. Örneklerin renk ölçümünün yapılması	74
Şekil 3.21. Hücre kültürü kuyu plaklarına yerleştirilen örneklerin görüntüsü	75
Şekil 3.22. Örneklerin yıkanması	76
Şekil 3.23. Kültür aşaması.....	77
Şekil 3.24. Örneklerin SEM görüntülerinin elde edilmesi	78
Şekil 4.1. Geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen, yüzeyi TiO_2 ile kaplanmış ve kaplanmamış kaide materyallerinin XPS spektrum görüntüleri	80
Şekil 4.2. Yüzeyi kaplanmamış, geleneksel ısıyla polimerize olan PMMA kaide materyalinin x1000 SEM görüntüsü	95
Şekil 4.3. Yüzeyi kaplanmamış, eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan PMMA bazlı kaide materyalinin x1000 SEM görüntüsü.....	95
Şekil 4.4. Yüzeyi kaplanmış, geleneksel ısıyla polimerize olan PMMA kaide materyalinin x1000 SEM görüntüsü	96
Şekil 4.5. Yüzeyi kaplanmış, eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan PMMA bazlı kaide materyalinin x1000 SEM görüntüsü.....	96

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	60
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar	60
Tablo 3.3. Çalışma grupları.....	61
Tablo 4.1. Örnek yüzeyinde belirlenen C, O ve Ti'un atomik yüzdeleri	81
Tablo 4.2. Tüm grupların Ra (μm) değerleri sonuçları.....	82
Tablo 4.3. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin yapılan faktöriyel ANOVA sonuçları	83
Tablo 4.4. Tüm grupların VHN değerleri sonuçları.....	84
Tablo 4.5. Örneklerin yüzey sertliği değerlerine ilişkin yapılan faktöriyel ANOVA sonuçları	85
Tablo 4.6. Tüm grupların L* değerleri sonuçları	86
Tablo 4.7. Örneklerin L* değerlerine ilişkin yapılan faktöriyel ANOVA sonuçları	87
Tablo 4.8. Tüm grupların a* değerleri sonuçları.....	87
Tablo 4.9. Örneklerin a* değerlerine ilişkin yapılan faktöriyel ANOVA sonuçları	88
Tablo 4.10. Tüm grupların b* değerleri sonuçları	89
Tablo 4.11. Örneklerin b* değerlerine ilişkin yapılan faktöriyel ANOVA sonuçları....	90
Tablo 4.12. Yüzeyi kaplanmış ve kaplanmamış örnekler arasındaki ΔE_{00} değerleri.....	91
Tablo 4.13. Yüzeyi kaplanmış ve kaplanmamış örnekler arasındaki ΔE_{00} değerlerine ilişkin yapılan iki yönlü ANOVA sonuçları	92
Tablo 4.14. Tüm grupların yüzeyindeki <i>Candida albicans</i> sayıları (CFU/ml ($\times 10^4$))... 92	
Tablo 4.15. Örneklerin yüzeyindeki <i>Candida albicans</i> sayılarına ilişkin yapılan faktöriyel ANOVA sonuçları	94

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde, eksik dişlerin ve onlarla bağlantılı yapıların çiğneme, konuşma ve estetik gibi ağız içi işlevlerini geri kazandırmayı ve sürdürmeyi amaçlayan yapay cihazlara protez adı verilir (Barakah & Taher, 2014; Johnson, 1959).

Diş eksiklikleri, uzun yıllardır sabit, hareketli bölümlü veya tam protezler kullanılarak tedavi edilmektedir. Osteointegrasyonun ilerlemesiyle birlikte, implant destekli protezler günümüzde oldukça yaygınlaşmıştır. Buna rağmen, implant tedavisinin uygun olmadığı durumlarda geleneksel protez yöntemleri hala önemini sürdürmektedir (Barão ve ark., 2015; Diz ve ark., 2013). Hareketli protezlerde protez kaidesi, yapay dişlerin yerleştirildiği ve destek dokuların üzerini kaplayan temel bölümdür (Çalikkocaoğlu, 2000).

Hareketli protezlerin üretiminde, geleneksel ısıyla polimerize olan polimetil metakrilat (PMMA) esaslı akrilik rezinler, sıkça tercih edilmektedir (Ayman, 2017). Geleneksel PMMA bazlı kaide materyalleri, bitirme ve polisaj işlemlerinin kolaylığı, yüksek maliyetli ekipman gerektirmemesi, ağız ortamında stabil kalabilmesi ve hastaların estetik beklentilerini karşılayabilmesi gibi avantajlara sahiptir (Al-Dwairi ve ark., 2019; Alp ve ark., 2019). Ancak geleneksel PMMA materyallerinin nispeten düşük kırılma direncine sahip olması (Karci ve ark., 2019), artık monomer salınımı ve zamanla boyutsal değişiklikler göstermesi, yüzeylerinde mikroorganizma birikimi oluşması ve protezlerin üretiminde fazla sayıda randevu gerektirmesi gibi bazı dezavantajları da bulunmaktadır (Ayman, 2017). Bu kısıtlamalar, yeni polimer materyallerin tasarlanmasını ve hareketli protezlerin üretiminde bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve üretim (CAM) gibi modern üretim yöntemlerinin ortaya çıkmasını sağlamıştır (Shinawi, 2017).

CAD/CAM teknolojisiyle, eksiltmeli yöntemle, prepolimerize akrilik rezinlerden üretilen protezlerin, geleneksel yöntemlerle üretilen hareketli protezlere kıyasla çeşitli

Ağızda kullanılacak protezlerin yüzey bitirme ve polisaj işlemleri önemlidir. Cilasız ve pürüzlü yüzeylere sahip protezler üzerinde plak birikimi görülebilir. Bunun yanı sıra, pürüzlü yüzeye sahip restorasyonlarda ağızda kötü koku oluşabilir. Bu nedenle, protezlerin yüzey bitirme ve polisaj işlemleri önemlidir.

mi görülebilir. Bunun yanı sıra, pürüzlü yüzeye sahip restorasyonlarda ağız temizleme katsayısı artmaktadır. Bu nedenle, protezlerin başarısını artırmak için yüzeylerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi ve düzgün ve cila yapılması kritik bir faktördür (Barakah & Taher, 2014; Türel, 2015).

malzemenin hem mekanik dayanıklılığını artırır hem de çizilme, kırılma ve aşınma direncini güçlendirir. Bu nitelik, malzemenin uygulanan kuvvetler altında çalışmasına da katkıda bulunur. Bu nedenle, klinik başarıyı değerlendirirken önemli ve güvenilir bir göstergedir. Dental materyallerin aşınma ve kırılma başarısız olması, restorasyonların klinik başarısızlığına yol açabilir (Türeli, 2017).

abilmesi için önemli bir kriterdir. Protezlerdeki renk değişimi, protez n

linik kullanımda uygunluğu hakkında önemli bilgiler sağlayabilir (Keyf & Etikan, 2004). Bu nedenle, protez kaide materyallerini ve uygulama tekniklerini seçerken, minimum düzeyde renk değişimi sergileyenler tercih edilir (Çelebi ve ark., 2017).

Hareketli protez kaidelerinde, ağız içindeki doğal dişlere benzer şekilde leke, plak ve diş taşı oluşumu görülebilmektedir (Pasricha & Sidana, 2014). Protez üzerindeki birikintilerin miktarı; protezin yüzey özellikleri ve kullanım süresi, hastaların diyet alışkanlıkları, oral hijyen düzeyi ve tükürük bileşimi gibi faktörlere bağlıdır. Bu durum hastalarda, protez stomatiti ve diğer mukozal enfeksiyonların oluşmasına yol açabilir (Cakan ve ark., 2015). Protez stomatiti, protez kaidesi ile temas eden oral mukozada kızarıklık ve iltihabi reaksiyonlarla kendini gösteren ve çoğunlukla *C. albicans*'ın etiyolojik faktör olarak rol oynadığı bir durumdur. Protezlerin üretiminde, daha az mikrobiyal tutulumu neden olan bir protez kaidesi kullanılması önerilir (Sağsöz ve ark., 2023).

Kaide materyallerinin özelliklerini iyileştirmek amacıyla, antimikrobiyal özelliklere sahip, biyouyumlu, korozyon direnci yüksek, kimyasal olarak stabil ve yüksek kırılma indeksine sahip bir materyal olan TiO₂ nano partikülleri kullanılmıştır. Nano yapılı materyallerin kaide matrisiyle karıştırılması sonucunda, biyolojik ortam ile materyal arasındaki ara yüzeyde nanomateriyaller düzensiz bir şekilde dağılmakta ve kaide materyalinin yüzeyinde homojen bir TiO₂ tabakası oluşmamaktadır. Bu nedenle, yüzey kaplama yöntemleri tercih edilerek nanomateriyallerin, ara yüzeydeki işlevselliği artırılmaktadır. ALD tekniği ile, diş hekimliğinde sıkça karşılaşılan gözenekli ve karmaşık mikro yapıya sahip yüzeyler, birkaç nanometre (nm) kalınlığında, uniform ve konformal ince film tabakalarıyla kaplanabilmektedir. Ancak, ALD yöntemi genellikle 200°C-400°C arasında gerçekteştiği için, bu sıcaklıklar kaide materyallerinin camsı geçiş sıcaklığını (T_g) ve erime sıcaklığı (T_m) aşarak, materyalde geri dönüşümsüz

deformasyona yol açabilmektedir. Deformasyonu önlemek için, özel bir ALD sistemi geliştirilmiş ve geleneksel PMMA kaide materyali, 65°C’de nano kalınlıkta TiO₂ tabakasıyla kaplanmıştır (Darwish ve ark., 2019).

Tez çalışması kapsamında geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin sayıca yarısının yüzeyi, ALD yöntemiyle TiO₂ ile kaplanmıştır. Literatürde, eksiltmeli yöntemle üretilen prepolimerize kaide materyalinin, ALD yöntemiyle TiO₂ ile kaplandığı başka bir araştırma bulunmadığından, bu tez çalışması, yüzeyi TiO₂ ile kaplanan ve kaplanmayan, ısıyla polimerize olan geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğünün, yüzey sertliğinin, renk değişiminin ve yüzeylerindeki *C. albicans* tutulumunun incelenmesi amacıyla yapılmıştır. Bu tez çalışmasının sıfır hipotezi; yüzeyi TiO₂ ile kaplanan ve kaplanmayan, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, yüzey mikrosertliği, renk değerleri ve yüzeylerindeki *C. albicans* sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmayacağı şeklinde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polimerler

Polimer, birden fazla yapının birleşmesiyle oluşan molekülleri ifade eder. Latince kökenli bir terim olan "poli" çok, "mer" ise parça anlamına gelir. "Mer," bir molekülü temsil eder ve polimeri oluşturan, tekrar eden basit kimyasal yapıdan oluşur. Genellikle, bir polimerin adı bu temel yapı taşından türetilir (Powers & Wataha, 2008). Polimerler, düşük moleküler ağırlığa sahip monomerlerin kimyasal reaksiyonlar sonucunda uzun zincirli, yüksek molekül ağırlıklı makromoleküller oluşturmalarıyla meydana gelir. Eğer polimeri oluşturan monomerler aynı türdeyse buna homopolimer, farklı türdeyse heteropolimer denir. Diş hekimliğinde kullanılan polimerler çoğunlukla homopolimerlerdir (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002).

2.1.1. Polimerlerin Özellikleri

Polimerlerin özellikleri, zincirlerin kimyasal yapısı, polimerizasyon derecesi, yapısındaki kimyasal bağlar, kullanılan plastikleştiriciler ya da dolgu maddeleri, yapısındaki dallanma oranı ve moleküler ağırlık gibi faktörlere bağlı olarak değişmektedir (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002).

Genel olarak, daha uzun zincirler ve yüksek moleküler ağırlık, polimerin dayanıklılığını, sertliğini, katılığını, sünmeye karşı direncini ve gevrekliğini artırır. Örneğin, kompozit rezinler yüksek derecede çapraz bağlantılı bir matrikse sahiptir ve bu yapı, moleküllerin daha rijit ve daha büyük moleküler ağırlığa sahip olmasını sağlar. Bu durum, materyalin fonksiyon sırasında oklüzal yüklere karşı dayanıklılık göstermesi anlamına gelir. Çapraz bağlantılar sayesinde daha sağlam materyaller elde edilebilir (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002).

Polimerlerdeki kristalleşme miktarı, materyalin özelliklerini önemli ölçüde etkiler. Büyük oranda kristalleşen materyallerde atomların uzaydaki dizilimi daha düzenlidir. Bu

düzenlilik, materyalin daha az kristalize olanlara kıyasla daha dayanıklı ve sert olmasını sağlamakla birlikte, düşük su emilimi gibi avantajlar da sunar (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin büyük bir kısmı kristalin yapıya sahip değildir. (Van Noort & Barbour, 2023). Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan polimerlerin çoğu amorf yapıdadır. Bu tür amorf polimerler genellikle "camsı polimerler" olarak adlandırılır (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002).

Polimerlerin en önemli özelliklerinden ikisi Tg ve Tm olarak bilinir. Kristal polimerlerde hem Tm hem de Tg bulunurken, amorf polimerlerde yalnızca Tg vardır. Tg, bir polimerin sert ve kırılğan bir yapıdan esnek ve lastik benzeri bir yapıya dönüştüğü sıcaklığı ifade eder (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002; Van Noort & Barbour, 2023).

Polimerin yapısına eklendiğinde Tg'sini ve elastik modülünü azaltan maddelere plastikleştirici denir. Düşük moleküler ağırlıklı bir bileşiğin polimere dahil edilmesi, polimerin Tg değerini ve elastik modülünü düşürür. Küçük moleküller (plastikleştiriciler), daha büyük polimer moleküllerinin etrafını sararak onların hareket kabiliyetini artırır. Bu nedenle, plastikleştiriciler polimerin Tg değerini düşürür. Belirli bir sıcaklıkta rijit olan bir malzeme, plastikleştiricilerin eklenmesiyle daha esnek ve lastik benzeri bir yapıya dönüşebilir. Bu durum, polimerin bulunduğu sıcaklığın malzemenin direnci üzerinde etkili olduğunu gösterir (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002; Van Noort & Barbour, 2023).

Uzun zincir yapıları ve yüksek moleküler ağırlık, polimerlerin genellikle daha sert ve rijit bir yapıya kavuşmasına neden olur (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002; Van Noort & Barbour, 2023). Örneğin, yüksek molekül ağırlıklı polimerler, kırılmaları için çok daha fazla bükülme kuvveti ve uzama gerektirir. Moleküler ağırlık arttıkça, Tg de

yükselir. Yüksek molekül ağırlığına sahip polimerler, katılaştıkları ve Tg değerleri arttığı için işlenmesi daha zor malzemelerdir (Van Noort & Barbour, 2023). Bir polimerin ortalama molekül ağırlığının kısa zincirli polimerler veya reaksiyona girmemiş monomerlerle azaltılması, Tg değerinin azalmasına neden olur. Bu durum, materyalin fiziksel özelliklerinde de olumsuz etki ile sonuçlanır. Ayrıca, molekül ağırlık yalnızca materyalin Tg değerini değil, elastikiyet modülü gibi diğer temel özellikleri de etkileyebilir (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002; Van Noort & Barbour, 2023).

2.2. Polimerizasyon ve Polimerizasyon Yöntemleri

Polimerizasyon, monomerlerin bir araya gelerek polimer yapıyı oluşturduğu kimyasal reaksiyonun adıdır. Bu süreç, monomerlerin birbirine bağlanmasına olanak tanımak için ortak bir çift bağın açılmasını gerektirir. Polimerizasyon iki farklı şekilde gerçekleşebilir: ilave (katılma) ve kondenzasyon polimerizasyonu (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002).

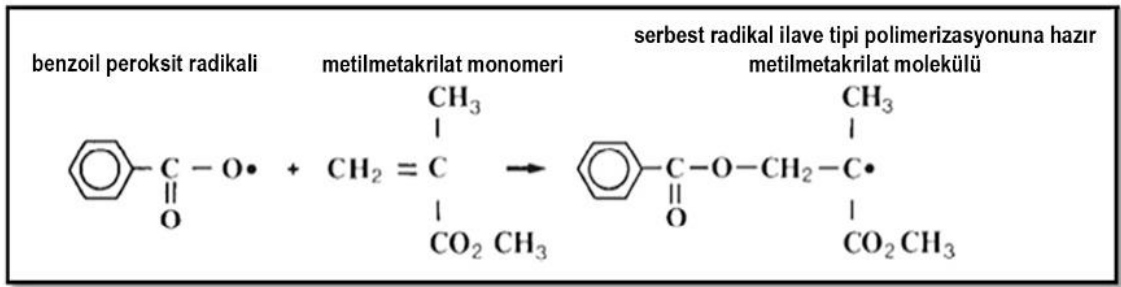
2.2.1. İlave (Katılma) Tip Polimerizasyon

Kimyasal yapıda herhangi bir değişim olmaksızın, çift bağ içeren benzer kimyasal yapıya sahip doymamış moleküllerin birleşerek yüksek molekül ağırlıklı makromolekülleri oluşturduğu reaksiyon, ilave tip polimerizasyon olarak adlandırılır. Bu süreçte, iki karbon atomu arasındaki çift bağın açılmasıyla, monomer aktif hale gelir. Açılan çift bağ, diğer bir monomerle reaksiyonu tetikler ve enerjisini bir sonraki moleküle aktarır. Bu şekilde, çift bağların zincir reaksiyonu devam ederek polimer oluşumunu sağlar. Basit bir reaksiyon olmasına rağmen, bu süreci kontrol etmek oldukça zordur. Bu tip reaksiyonlar ekzotermiktir (Anusavice ve ark., 2012).

Dış hekimliğinde, genellikle ilave polimerizasyon yöntemiyle polimerize olan rezinler yaygın olarak kullanılmaktadır. Protez kaide materyali olarak kullanılan polimerler, serbest radikallerin oluşmasıyla bu polimerizasyon sürecine dahil olur. Bu tür

reaksiyonların en önemli avantajlarından biri, genellikle süreç sırasında yan ürün oluşumunun olmamasıdır (Anusavice ve ark., 2012; Van Noort & Barbour, 2023).

Bu reaksiyon dört aşamada gerçekleşir: başlangıç (indüksiyon), yayılma (ilerleme), zincir transferi ve sonlanma (terminasyon). Başlangıç aşamasında serbest radikaller oluşur ve bu moleküller, polimer zincirlerinin büyümesini sağlar. Azo bileşikleri veya organik peroksitler genellikle bu süreçte başlatıcı olarak kullanılır ve en yaygın başlatıcılardan biri benzoil peroksittir. Reaksiyon, peroksit bağlarının ısı, ışık, kimyasal etki veya başka bir dış uyarıcıyla kırılması sonucunda serbest radikallerin oluşması ve bu radikallerin monomerlerle reaksiyona girmesiyle başlar (Şekil 2.1.) (Braden ve ark., 2012; McCabe & Walls, 2008).



Şekil 2.1. İlave tipi polimerizasyon başlangıç safhası örneği

Yayılma aşamasında, indüksiyon aşamasında oluşan serbest radikaller metil metakrilat (MMA) ile reaksiyona girer ve yeni serbest radikaller oluşturur. Bu süreç boyunca reaksiyon devam eder ve ilerlerken, polimer zincirleri de uzunluk açısından büyümeye devam eder (Anusavice ve ark., 2012; Van Noort & Barbour, 2023).

Zincir transferi aşamasında, büyüyen zincirin aktif radikali başka bir moleküle aktarılır ve bu süreç sonucunda bir sonraki büyüme için yeni bir radikal oluşur. Monomer molekülü, büyümekte olan bir makromolekül tarafından aktive edilebilir ve bu durumda, sonlanma reaksiyonu makromolekül üzerinde gerçekleşir ve büyüme için yeni bir çekirdek oluşur. Benzer bir mekanizmayla, daha önce polimerizasyon reaksiyonu

tamamlanmış bir zincir yeniden aktive edilebilir ve böylece büyüme sürecinin devam etmesi sağlanabilir (Anusavice ve ark., 2012).

Sonlanma (terminasyon) aşamasında, iki büyük zincirin radikalleri arasında kovalent bağlar oluşur ve reaksiyon, monomer moleküller tamamen polimere dönüşene kadar devam eder. Bu aşamada bir miktar artık monomer kalabilir ve ölü polimer zincirleri oluşabilir. Ölü zincirler, polimerizasyonun devam etmesine izin vermez. Raf ömrünü uzatmak amacıyla, hidrokinon, oksijen ve öjenol gibi bazı kimyasallar düşük miktarlarda monomer karışımına eklenir (Anusavice ve ark., 2012; Çalikkocaoğlu, 2000; Van Noort & Barbour, 2023).

2.2.2. Kondenzasyon Polimerizasyonu

İki molekülün reaksiyona girerek daha büyük bir molekül oluşturduğu polimerizasyon türüne kondenzasyon polimerizasyonu denir. Bu reaksiyon sonucunda, ilave polimerizasyon reaksiyonlarından farklı olarak, su, alkol, amonyak veya halojen asitleri gibi küçük moleküllü yan ürünler oluşur. Kondenzasyon polimerizasyonu sırasında polimerin moleküler ağırlığı sürekli olarak artar ve reaksiyon sonunda oldukça yüksek değerlere ulaşır. Bu süreç genellikle yavaş ilerler ve moleküller büyüdükçe hareketliliklerinin ve sayılarının azalmasıyla reaksiyon yavaş yavaş sonlanır (Anusavice ve ark., 2012).

2.3. Sentetik Rezinler

Sentetik rezinler, organik bileşiklerden üretilerek günlük kullanıma uygun hale getirilen ve günlük yaşamda geniş bir kullanım alanı bulan maddelerdir. Bu maddeler, oda sıcaklığında katı halde bulunan, ısı ve basınç etkisiyle mekanik veya kimyasal yöntemlerle şekillendirilebilen ve kalıplanabilen polimerik yapılar olarak tanımlanabilir (Çalikkocaoğlu, 2000).

Diş hekimliğinde kullanılan sentetik rezinlerin, kimyasal ve fiziksel olarak yüksek stabilite göstermesi, kolay işlenebilir olması, dayanıklı ve sert yapıya sahip olması, ancak kırılma olmaması gerekmektedir. Akrilik rezinler, genelde toz-sıvı formunda kullanılan materyallerdir. Toz ve sıvının birleştirilmesiyle oluşan karışım, yumuşak ve lastik kıvamında olmaktadır. Ancak bu tür malzemelerin raf ömrü kısa olduğu için +4°C'de muhafaza edilmeleri gerekir. Saklama koşullarındaki bu zorunluluk nedeniyle kullanımları yaygınlaşmamıştır (O'Brien, 2002).

2.4. Protez Kaide Materyali Olan Akrilik Reziner

Akrilik rezinler, genellikle etilen türevli bileşikler olup yapılarında vinil grubu içermektedir. Protetik restorasyonlarda, iki ana akrilik rezin türü kullanılmaktadır: akrilik asit ($\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$) ve metakrilik asit ($\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$) türevleri. Bu bileşiklerin her ikisi de zincir polimerizasyonu ile elde edilir. Diş hekimliğinde en sık tercih edilen akrilik rezin türü, metakrilik asitin metil esteri olan MMA'dır. Bu bileşiğin polimerleşmesi sonucunda poli(metil metakrilat) oluşur. Protez kaide rezinleri, metakrilik asitin metil esteri olan MMA'nın polimerleşmesi sonucu oluşan poli(metil metakrilat) (PMMA) polimerinden üretilmektedir (Can ve ark., 2014).

2.4.1. Akrilik Rezinerin Yapısındaki Tozun Bileşimi

Tozun bileşimi büyük ölçüde çapları 35-200 mikrometre (μm) arasında değişen, düzensiz şekilli akrilik polimer ve kopolimer taneciklerinden meydana gelir. Benzoyl peroksit, tozun içeriğinde % 0.5 oranında, reaksiyon başlatıcı olarak bulunur. İnorganik bileşenler, sertlik ve ıslanma özelliklerini artırmak amacıyla eklenmiştir. Pigment ve boyalar olarak; civa sülfid, kadmiyum selenit, kadmiyum sülfid, demir oksit ve karbon siyahı gibi maddeler kullanılmaktadır. Ancak kadmiyum tuzlarının toksisite riski nedeniyle, bu maddelerin yerine daha güvenli alternatifler tercih edilmektedir. Tozun opaklığını artırmak için çinko oksit ve titanyum oksit kullanılmaktadır. Plastikleştiriciler

ise hem toza hem de sıvıya eklenebilir. MMA kürecikleri monomerde oldukça yavaş çözündüğünden, plastikleştiriciler polimer küreciklerini birbirinden uzaklaştırarak hamurun kıvamını yumuşatır ve monomerin polimer küreciklerine nüfuz etmesine olanak tanır. Bu amaçla, dibütil fitalat gibi plastikleştiriciler kullanılmaktadır. Ayrıca, hamurun kıvamını etkileyen diğer faktörler arasında partikül büyüklüğü ve moleküler ağırlık dağılımı yer almaktadır. Toza, cam fiberler ve zirkonyum silikat gibi inorganik partiküller eklenebilmektedir (Anusavice ve ark., 2012; McCabe & Walls, 2008; O'Brien, 2002; Van Noort & Barbour, 2023)

2.4.2. Akrilik Rezinlerin Yapısındaki Likidin Bileşimi

Likidin ana bileşeni saf MMA monomeridir. Bu madde, berrak ve renksiz bir yapıya ve düşük viskoziteye sahiptir. Kaynama noktası 100.3°C olup, oda sıcaklığında uçucu bir sıvıdır. MMA'nın yoğunluğu 20°C'de 0.945 g/cm³'tür ve mükemmel bir çözücü olarak bilinir. Saf MMA'nın polimerizasyonu sırasında % 21 oranında bir hacimsel büzülme meydana gelir. Likidin raf ömrünü uzatmak için içerisine hidrokinon türevleri gibi inhibitörler eklenmiştir. Bu maddeler, serbest radikallerle hızla reaksiyona girerek polimerizasyonun kontrol altına alınmasını sağlar. Ayrıca, serbest radikal oluşumunu engellemek ve raf ömrünü artırmak için likit, koyu kahverengi şişelerde muhafaza edilir. Akrilik materyalin çizilmelere ve çatlamalara karşı dayanıklılığını artırmak için likite, hacimsel olarak % 2 ile % 14 oranında etilen glikol dimetakrilat gibi çapraz bağlantı ajanları eklenir. Otopolimerizan akriliklerde, kimyasal polimerizasyonu sağlamak amacıyla likit içerisine % 1 oranında dimetil paratoluidin aktivatör olarak dahil edilmiştir (Anusavice ve ark., 2012; McCabe & Walls, 2008; O'Brien, 2002; Van Noort & Barbour, 2023).

2.5. İdeal Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri

Bir protez kaide materyalinin ideal özellikleri; fiziksel, mekanik, kimyasal, biyolojik ve diğer özellikler olarak farklı başlıklar altında sınıflandırılabilir (Anusavice ve ark., 2012; McCabe & Walls, 2008; O'Brien, 2002; Van Noort & Barbour, 2023).

2.5.1. Fiziksel Özellikler

İdeal protez kaide materyalinden beklenen fiziksel özellikler; sıcak gıdalar tüketilirken yumuşama veya şekil değişikliği yapmaması için uygun Tg değerinin olması, yüksek boyutsal stabiliteye sahip olması, üst çenedeki protezlerde ağırlığı en aza indirmek ve hafifliği sağlamak için düşük özgül ağırlıkta olması, aşırı sıcak veya soğuk yiyeceklerin ağız ve sindirim sistemi dokularına zarar vermemesi için uygun bir termal iletkenlik göstermesi, yanlılıkla yutulma durumunda kolayca tespit edilebilmesi adına radyopak özellikte olmasıdır (Anusavice ve ark., 2012; McCabe & Walls, 2008; O'Brien, 2002; Van Noort & Barbour, 2023).

2.5.2. Mekanik Özellikler

İdeal protez kaide materyalinden beklenen mekanik özellikler; kaidenin sağlam ve rijit yapıda olması, yüksek elastisite modülü ve elastik limite sahip olması, yeterli bükülme direncine sahip olması, uzun vadede kullanımında küçük bükülme gerilimlerinin birikerek çatlakların oluşmasını ve bu çatlakların protezin kırılmasıyla sonuçlanmasını engellemek için yorgunluk limitinin yüksek olması, protezlerin temizliği sırasında sert yüzeylere düşmesi ya da kaza sonucu darbe alması gibi durumlarda oluşabilecek çok parçalı kırıklardan kaçınılması için materyalin darbe direncinin yüksek olması, abrazyon özellikteki protez temizleyicilerine veya çeşitli gıda ve içeceklere karşı yüksek abrazyon direnci göstermesidir (McCabe & Walls, 2008; O'Brien, 2002; Van Noort & Barbour, 2023).

2.5.3. Kimyasal Özellikler

Bir protez kaide materyali, kimyasal olarak inert olmalıdır. Ağız sıvılarında çözünmemeli ve tükürük ya da diğer sıvıları emmemelidir. Aksi durumda, materyalin mekanik özellikleri zarar görür (Anusavice ve ark., 2012; McCabe & Walls, 2008).

2.5.4. Biyolojik Özellikler

Protez üretiminden önce ve üretim sürecinde, toksik veya tahriş edici etkiler göstermemelidir. Ayrıca, kullanım sırasında hastanın ağız sıvılarında çözünmemelidir (McCabe & Walls, 2008; O'Brien, 2002).

2.5.5. Diğer Özellikler

Kaidelerde aranan diğer özellikler ise, ağız dokularına benzer estetik özelliklere sahip olması, materyalin ve kullanılan sistemin ekonomik olması, uzun bir raf ömrüne sahip olması, üretim sürecinin pratik ve kolay olması, materyalde kırık meydana geldiğinde tamirinin az maliyetli ve basit bir şekilde yapılabilmesidir (McCabe & Walls, 2008).

2.6. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması

Protez kaide materyalleri farklı şekillerde sınıflandırılabilir. Bu sınıflandırma çeşitlerinden biri polimerizasyon tipine göre yapılan sınıflandırmadır (Çalikkocaoğlu, 2000; O'Brien, 2002).

Polimerizasyon yöntemlerine göre akrilik rezinlerin sınıflandırılması şu şekilde yapılmaktadır:

- A. Isı ile polimerize olan rezinler;
 - Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği ile polimerize olanlar
 - Enjeksiyonla kalıplama tekniği ile polimerize olanlar
- B. Kimyasal olarak polimerize olan rezinler;
 - Konvansiyonel otopolimerize rezinler

C. Görünür ışıqla polimerize olan rezinler

D. Mikro dalga ile polimerize olan rezinler (Çalikkocaoğlu, 2000; O'Brien, 2002)

2.6.1. Polimerizasyon Şekline Göre Akrilik Resinler

2.6.1.1. Isı ile Polimerize Akrilik Resinler

Isı enerjisinin başlatıcının aktivasyonu için kullanıldığı resinler “ısı ile polimerize resinler” olarak tanımlanmaktadır. Bu materyallerin polimerizasyon sürecinin başlaması için gerekli olan ısı, suyun kaynatılması ile sağlanabilir (Anusavice ve ark., 2012). Günümüzde en yaygın kullanılan ısı ile polimerize resinler, toz (polimer) ve sıvı (monomer) halinde bulunan PMMA'tır. Polimer bileşeni PMMA iken, monomer kısmı MMA olarak bilinmektedir (Can ve ark., 2014).

Dış hekimliği uygulamalarında kullanılan protez kaide materyallerinin büyük bir kısmı, konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği ile polimerize olan akrilik resinlerdir. Akrilik protez kaide materyalleri, üretici firmanın önerdiği oranlarda toz ve sıvının karıştırılmasıyla hazırlanır. Bu işlem sırasında likit, toz ile reaksiyona girerek hamur kıvamında bir karışım oluşur. Elde edilen bu hamur karışımı, muflaya yerleştirilir ve pres altında basınca maruz bırakılır. Daha sonra, basınç altında tutulan mufla su dolu bir ortamda dışarıdan ısıtılarak polimerizasyon süreci tamamlanır (Anusavice ve ark., 2012; Braden ve ark., 2012; Craig ve ark., 2004).

Polimerizasyon sürecinin gerçekleşmesi için materyale dışarıdan ısı uygulama işleminin koşulları ve süresi farklılık göstermektedir (Anusavice ve ark., 2012; Jagger ve ark., 1999). Bu süreç, iki farklı yöntemle gerçekleştirilebilir; hızlı kaynatma ve yavaş kaynatma. Hızlı kaynatma yönteminde, mufla başlangıçta soğuk suya yerleştirilir. Su kaynama noktasına ulaştığında, minimum yarım saat boyunca bu sıcaklıkta tutulur. Yavaş kaynatma yöntemiyle polimerizasyon reaksiyonu, muflanın 65-70°C sıcaklıkta suyun içinde sekiz saat süreyle bekletilmesiyle sağlanır (Wong ve ark., 1999).

Enjeksiyonla kalıplama tekniği ile polimerize olan akrilik rezinler, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak toz ve likit oranı 20 g toz ve 30 ml likit şeklinde ayarlanır ve homojen bir rezin hamuru hazırlanır. Karışım, sistemde bulunan özel bir kapsül içinde karıştırıldıktan sonra, protez boşluğunu barındıran özel muflaya 6 atmosferlik basınç altında enjeksiyon tekniği ile yerleştirilir ve ısı uygulanarak polimerizasyon işlemi gerçekleştirilir. Bu yöntemin avantajları, polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülmenin çok düşük olması, porözite oluşumunun neredeyse tamamen engellenmesi ve üretim sırasında prova gereksiniminin olmamasıdır. Dezavantajları ise, özel muflalar ve enjeksiyon ekipmanlarının kullanımını zorunlu kılması nedeniyle sistemin yüksek maliyetli olmasıdır (Çalikkocaoğlu, 2000; Wong ve ark., 1999).

2.6.1.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezinler

Otopolimerize, yani kendi kendine polimerize olan rezinler olarak bilinen bu materyaller, genellikle toz ve likit formunda bulunur. Bu kaide materyalleri, herhangi bir harici ısı uygulamasına gerek kalmadan polimerizasyon sürecini tamamlar. Isı ile aktive edilen rezinlerden temel farklılıkları, benzoil peroksitin aktivasyonu için ısı yerine kimyasal bir aktivatör olan N,N-dimetil-p-toluidin kullanılmasıdır (Craig ve ark., 2004; Rudd, 1996).

2.6.1.3. Görünür Işıkla Polimerize Olan Rezinler

Işıkla sertleşen akrilik rezinler, diş hekimliği alanında uzun yıllardır kullanılmaktadır. Bu materyal, protez kaide yapımında, ölçü kaşığı üretiminde ve besleme ya da tamir malzemesi olarak kullanılmaktadır. Avantajları; muflalama, mum eritme ve presleme gibi işlemlerin olmaması nedeniyle yapımının oldukça kolay olması, kısa çalışma süresiyle hızlı polimerizasyonun sağlanması, doku uyumunun oldukça iyi olması, toksik ya da alerjik reaksiyon oluşma ihtimalinin az olması ve astar maddeleriyle bağlantısının yeterli seviyede olmasıdır. Dezavantajları ise; yapay dişlerle bağlantısının

yeterli düzeyde olmaması, polimerizasyon sırasında hava kabarcıklarının oluşabilmesi ve çarpma dayanımının düşük seviyede olmasıdır (Craig ve ark., 2004; Rudd, 1996).

2.6.1.4. Mikrodalga ile Polimerize olan Rezinler

Mikrodalga ile polimerizasyon yöntemi ilk olarak 1968 yılında tanıtılmıştır. Bu yöntem, 100-300.000 Megahertz frekans aralığında ve 1-30 santimetre (cm) dalga boyuna sahip ışınlar kullanılarak gerçekleştirilir. Mikrodalga uygulamalarında en çok tercih edilen muflalar teflon malzemesinden üretilmiştir. Mikrodalga polimerizasyonunda, muflanın orta kısmında oluşan ısı kenarlara göre daha yüksektir. Bu durum, geleneksel akrilik polimerizasyonundan farklı bir özellik taşır (Blagojevic & Murphy, 1999; Rudd, 1996). Mikrodalga ile polimerize edilen akriliklerin avantajları; polimerizasyon sırasında büzülme, porözite ve hava kabarcığı oluşumunun minimum düzeyde olması, boyutsal değişikliklerin ve arta kalan monomer oranının düşük olması, doku uyumunun ve renk stabilitesinin iyi olması, toksik özellik göstermemesidir (Muhtaroğullari ve ark., 1999; Rudd, 1996). Mikrodalga ile polimerize olan akriliklerin dezavantajları ise mikrodalga ekipmanlarının maliyetli olması, teflon muflaların kırılgan yapıya sahip olması ve kolayca hasar görebilmesidir (Muhtaroğullari ve ark., 1999).

2.7. Prepolimerize Akrilik Rezinler

Son yıllarda CAD/CAM ile hareketli protezlerin üretimine olan ilgi önemli ölçüde artmış ve bu durum üreticilerin, CAD/CAM'le üretimde kullanılacak olan PMMA içerikli çeşitli polimerleri piyasaya sürmesine olanak sağlamıştır (Bidra ve ark., 2013).

CAD/CAM uygulamalarında kullanılan prepolimerize PMMA diskler, yüksek ısı ve basınç altında üretilmektedir. Bu üretim şekli, CAD/CAM teknolojisi kullanılarak eksiltmeli yöntemle üretilen protezlerde, geleneksel ısı ile polimerizasyon yönteminde sıklıkla karşılaşılan büzülme sorununu ortadan kaldırmaktadır. Ayrıca, bu disklerin yüksek yoğunluklu olması, artık monomer oranını ve porözite miktarını minimum düzeye

indirgemektedir. CAD/CAM ile hareketli protezlerin üretiminde eksiltmeli yöntem tercih edildiğinde, protezler, önceden polimerize edilmiş PMMA disklerden (puck), hedeflenen protez tasarımına uygun olarak, freze makinesi yardımıyla kazınmaktadır (Bidra ve ark., 2013; Infante ve ark., 2014; Liebermann ve ark., 2016).

Geleneksel ısı ile polimerizasyon yöntemiyle kıyaslandığında, eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan prepolimerize akrilik rezin disklerin, protezlerin dokulara uyumunu ve dayanıklılığını önemli ölçüde arttırdığı bilinmektedir. Prepolimerize akrilik rezin disklerin kullanımı, mikroorganizmaların tutunmasını azaltırken dirençli enfeksiyon riskini de minimuma indirir. CAD/CAM'le üretimde dijital olarak saklanan veriler, protezlerin yeniden üretilmesini oldukça kolay hale getirmektedir. Klinik araştırmalar ve uygulamalar sonucunda, hareketli protezlerin üretiminde CAD/CAM teknolojisinin kullanımıyla daha iyi bir standardizasyon sağlandığı anlaşılmaktadır (Bidra ve ark., 2013; Infante ve ark., 2014).

Eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan prepolimerize PMMA esaslı polimerler, geleneksel ısı ile polimerizasyon yönteminde kullanılan akrilik rezinlere kıyasla daha hidrofobik özelliklere sahiptir. Bu materyaller, % 99.5 oranında PMMA ve % 0.5 oranında pigment içeren, yüksek derecede çapraz bağlı PMMA ve pigmentlerden oluşan disklerdir (Bidra ve ark., 2016; Bidra ve ark., 2013; Goodacre ve ark., 2012; Kattadiyil ve ark., 2013; Saponaro ve ark., 2016).

Eksiltmeli yöntemle üretilen protezler, güvenilir bir şekilde seri üretime uygundur ve geleneksel ısı ile polimerizasyon yönteminde karşılaşılan mekanik değişkenliklere bağlı sorunlar bu yöntemde görülmez. CAD/CAM ile üretilen protezler, insan hatası riskini azaltmaktadır. Bunun yanı sıra, klinisyen ve hasta memnuniyetini arttırması, standart üretim süreçlerini desteklemesi ve daha iyi kalite kontrol imkanı sunması gibi

avantajlar sağlamaktadır (Bidra ve ark., 2013; Infante ve ark., 2014; Steinmassl ve ark., 2017).

2.8. CAD/CAM Sistemleri

Teknolojik gelişmelerin etkisiyle, diş hekimliği alanında yeni materyaller ve sistemlerin kullanımı artış göstermiştir. CAD/CAM sistemi, diş hekimliği alanındaki en güncel ve gelişmiş teknolojilerden biri olarak dikkat çekmektedir (Rawlings ve ark., 2006). Söz konusu sistem, dijital görüntülerin ve modellerin kullanımıyla ürünlerin tasarım ve üretimini sağlamaktadır (Renne ve ark., 2015). CAD, bir malzemenin bilgisayar sistemleri aracılığıyla tasarlanması ve geliştirilmesini ifade eder. Bu yöntemle, 3 boyutlu (3B) modelleme sanal ortamda gerçekleştirilebilmektedir. CAM ise, ölçümler ve planlama süreçlerinden elde edilen veriler kullanılarak bilgisayar destekli üretimin yapılmasını kapsar (Renne ve ark., 2015).

Son yıllarda diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojilerinin kullanımı önemli ölçüde artmıştır ve yakın gelecekte bu artışın devam etmesi öngörülmektedir. Dijital teknolojinin diş hekimliğinde sunduğu avantajlar; geleneksel yöntemlere kıyasla daha hızlı, hata payı düşük ve standart bir üretim süreci sağlamasıdır (Miyazaki & Hotta, 2011).

CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları ise, başlangıç maliyetinin, geleneksel dental ekipmanlara kıyasla genellikle daha yüksek olması (Beuer ve ark., 2008), nihai üründe daha fazla materyalin kullanılmasına sebep olması (Strub ve ark., 2006; Van Noort, 2012), frezeleme sürecinin doğruluğunun en küçük frezin çapıyla ilişkili olması nedeniyle frezeden daha küçük olan her yüzeyin düzleşmesi ve restorasyonun uyumunu olumsuz etkileyebilmesi (Alghazzawi, 2016), CAD/CAM uygulamalarının potansiyelinin, kullanılan yazılım ve mevcut dijital tarayıcıların kapasitesi ile sınırlı kalmasıdır (Beuer ve ark., 2008).

Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisi, 3B tarama teknolojileri kullanarak elde edilen veri toplama süreci (dijital ölçü), 3B nesnenin dijital verilerinin oluşturulup işlendiği CAD sistemi ve tasarlanan yapının üretilmesini sağlayan CAM sisteminden oluşmaktadır (Van Noort, 2012).

Diş hekimliğinde bulunan CAM teknolojileri, "eksiltmeli" ve "eklemeli" üretim yöntemleri olarak iki ana kategoriye ayrılabilir (Van Noort, 2012).

2.8.1. Eksiltmeli Üretim Yöntemi

Eksiltmeli üretim yönteminde, üretilmesi planlanan protezin tasarım aşaması, uygun bir CAD yazılımı kullanılarak tamamlandıktan sonra üretim süreci başlatılır. CAD modeli, ardından CAM yazılımı tarafından bilgisayar destekli nümerik kontrol (CNC) makinesi için uygun bir formata dönüştürülür. Bu aşamanın ardından yazılım, freze ünitesinin tasarlanan protezi işleme yeteneğini doğrulamak amacıyla bir simülasyon gerçekleştirir. Tasarlanmış protezin uygulanabilirliği onaylandıktan sonra, CNC makinesi devreye alınır. CNC makinesi, çeşitli işleme dizilerinden oluşmakta olup, her bir dizi belirli işlem algoritmalarıyla otomatik olarak hesaplanan bir grup işleme yolu içerir. CNC makineleri, 3 eksen, 4 eksen veya 5 eksenli çalışan çok eksenli freze ünitelerinden oluşmaktadır (Abduo ve ark., 2014).

Diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan freze makineleri 3 eksenli freze makineleridir. Bu tür makineler, X, Y ve Z koordinatlarıyla tanımlanan üç uzamsal yönde hareket edebilme özelliğine sahiptir. Üretim sırasında disk, dış ve iç yüzeylerin frezelenmesi için 180° dönebilir. 3 eksenli freze üniteleri, kısa hesaplama süreleri sayesinde diğer freze ünitelerinden daha hızlıdır. 3 eksenin, daha fazla eksenli makinelere göre daha basit bir kontrol mekanizması vardır. Bununla birlikte, 3 eksenli makineler, iç bükey, dış bükey veya karmaşık detaylar içeren yüzey özelliklerinin üretiminde sınırlamalarla karşılaşmaktadır (Abduo ve ark., 2014).

4 eksenli freze makineleri, üç uzamsal eksene ek olarak bir dördüncü eksen içermektedir ve bu sayede bloğun X ekseni etrafında dönmesine olanak tanır. Dördüncü eksen, "gerginlik köprüsü A" olarak adlandırılır ve uzun yapılar için büyük disklerin frezelenmesinde avantaj sağlar (Abduo ve ark., 2014). Gerginlik köprüsü, sonsuz değişken yönlerde döndürülebilir. Bu sayede, dikey yönde daha uzun mesafelerde hareket imkanı sağlar ve bu durum malzeme ve frezeleme süresinden tasarruf edilmesine olanak tanır (Beuer ve ark., 2008). 4 eksenli freze makineleri, kuronlar, inley, onley, koping, alt yapılar ve sabit bölümlü protezler gibi çeşitli yapılarda kullanılabilir (Abduo ve ark., 2014; Alghazzawi, 2016).

5 eksenli freze makineleri, bloğu hem X ekseni hem de Y ekseni etrafında döndürebilen ek iki eksen içermektedir. Beşinci eksen "gerginlik köprüsü B" olarak tanımlanır. 5 eksenli makineler, her yönde frezeleme yapabilme yetenekleri sayesinde, üç veya dört eksenli freze makinelerine göre daha yüksek hassasiyetle nesneler üretebilir (Alghazzawi, 2016). Bu freze makineleri, dijital modeller, implant ataşmanları, protez kaideleri, implant abutmentleri, barlar ve splintlerin üretiminde kullanılabilir (Abduo ve ark., 2014; Alghazzawi, 2016). Frezeleme işlemi, kullanılan malzemelere göre farklı koşul ve şekillerde gerçekleştirilebilir. İşlem, ıslak ya da kuru olarak, yumuşak veya sert malzemelerle yapılabilir. Kuru işlem genellikle soğutma sıvısı kullanılmadan uygulanır ve sinterlenmemiş zirkonyum oksit, kompozit reçine ve balmumu gibi materyallerin işlenmesinde tercih edilir (Beuer ve ark., 2008). Islak frezeleme, materyali ve frezleri aşırı ısıdan korumak amacıyla soğuk sıvı sprey kullanırken, önceden sinterlenmiş zirkonyum oksit, metaller ve kompozit reçinelerle birlikte kullanılır. Kuru işlem daha maliyetli olabilir ve ıslak işlemde daha az nem emilimi sağlarken, ıslak işlemle karşılaştırıldığında daha fazla büzülme yol açabilir (Alghazzawi, 2016; Beuer ve ark., 2008).

CAD/CAM sisteminin, geleneksel diş laboratuvar teknikleriyle karşılaştırıldığında, diş hekimliği uygulamalarında yüksek doğruluk, hızlı üretim, standartlaşmış üretim süreçleri, etkili kalite kontrol sistemleri, artan üretim kapasitesi sağlama, laboratuvarları basit imalat alanlarından bilgisayarlı üretim merkezlerine dönüştürmesi, zirkonya ve titanyum gibi malzemelerin kullanımını mümkün kılması gibi avantajları vardır (Beuer ve ark., 2008).

2.8.2. Eklemeli Üretim Yöntemi

Katı serbest form imalatı olarak da adlandırılan 3B baskı veya hızlı prototipleme, 3B nesnelerin üretimini, planlanan yapının oluşumuna kadar katman katman gerçekleştiren bir eklemeli (ilave) üretim türüdür (Dawood ve ark., 2015; Lambert ve ark., 2017). İlk 3B baskı teknolojisi 1980'lerde geliştirilmiş ve 1990'ların sonunda bu teknoloji ilk kez hastaların tedavisinde kullanılmıştır (Dawood ve ark., 2015).

Diş hekimliğinde eklemeli üretim teknolojisinin doğrudan kullanım alanları arasında özel ölçü kaşıkları, geçici veya kalıcı kuronlar, köprüler, bölümlü protez alt yapıları ve tam protezlerin imalatı bulunmaktadır. Ayrıca, ortodontik modeller, temporomandibular eklem splintleri ve gece plakları gibi çeşitli apareyler, diş implantları için cerrahi kılavuzlar ve çene yüz protezleri de bu yöntemle üretilebilir (Dawood ve ark., 2015).

Tıbbi ve dental uygulamalarda kullanım için, stereolitografi, dijital ışık projeksiyonu, polijet veya multijet, inkjet baskı, birleşik depozisyon modellemesi ve toz yataklı füzyon gibi çeşitli 3B baskı teknolojileri mevcuttur (Barazanchi ve ark., 2017; Liu ve ark., 2006; Van Noort, 2012). Bu teknikler arasındaki ana farklar, kullanılan malzemeler ve 3B nesnelerin katmanlarının nasıl birleştirildiği ile ilgilidir. 3B baskı teknolojileri, malzeme türüne göre sıvı bazlı, toz bazlı ve katı bazlı olmak üzere üç

kategoriye ayrılabilir. Her bir tekniğin, doğruluk, hız, maliyet, materyal seçimi gibi konularda kendine özgü avantajları ve dezavantajları mevcuttur (Liu ve ark., 2006).

2.8.3. CAD/CAM Sistemi ile Hareketli Protezlerin Üretimi

CAD/CAM teknolojisiyle hareketli protezlerin üretimine olanak sağlayan çeşitli sistemler bulunmaktadır. Bu sistemler genellikle, ilk randevuda klinik kayıtların alınması, sonraki randevularda provaların yapılması ve hareketli protezin hastaya teslim edilmesi şeklinde aşamalı bir süreç içerir (Andreescu ve ark., 2018). Kayıtların alınması için iki seçenek mevcuttur: biri, ağız içi tarayıcı kullanarak ağız içi dokuları doğrudan taramak, diğeri ise, bir laboratuvar tarayıcısı veya ağız içi tarayıcı ile modeli veya ölçüyü taramaktır. Ağız içi taramaların, tam protez üretimi açısından boyutsal doğruluğunun görece yüksek olduğu belirtilmiştir (Chebib ve ark., 2019; Russo ve ark., 2020). Ayrıca, doğrudan ağız içi tarama yöntemi, geleneksel ölçü alımına göre hastaların konforunu arttırması ve laboratuvar süreçlerini kolaylaştırması gibi avantajlar sunmaktadır. Ağız içi taramalar, yüz taramalarıyla birleştirilebilir ve çeneler arası ilişkiler sanal artikülatoirlere aktarılabilir. Deneme protezleri, hasta ağızında prova esnasında, estetik ve fonetik özellikleri değerlendirmek amacıyla kullanılabilir ve bu aşamadan sonra gerekli düzenlemeler yapıldıktan sonra protezin bitim safhasına geçilebilir. Bitim safhasında, nihai hareketli protezler, eksiltmeli ve eklemeli CAD/CAM yöntemleriyle üretilir. Eksiltmeli yöntemle, hareketli protezler, 5 eksenli makineler kullanılarak, prepolimerize akrilik rezin disklerin kazınmasıyla üretilir. Eksiltmeli yöntemde, hareketli protez, yapay dişlerin ve kaidenin tek bir birim olduğu monoblok yapıdan kazınarak, ya da kaide ve dişler ayrı ayrı frezelendikten sonra yapıştırılarak üretilir. Ekleme yönteminde ise, protez kaidesi 3B yazıcı ile bastırılır ve dişler basılı kaideye yapıştırılarak protez üretilir (Gedikli & Bilgin, 2023).

CAD/CAM sistemleriyle hareketli protez üretimi, klinikte geçirilen süre ve toplam randevu sayısı açısından geleneksel hareketli protez üretim sürecine göre belirli avantajlar sunmaktadır. Dijital iş akışları, geleneksel yöntemlerden farklı olarak tekrarlanabilir bir üretim süreci sağlar. Özellikle, dijital süreçlerin hata payı geleneksel yöntemlerle kıyaslandığında daha düşük olmaktadır ve iş akışları, daha az randevu gerektirecek şekilde tasarlandığı için hekimler ve hastalar açısından dijital süreçler daha tercih edilebilir hale gelmektedir. Ancak, maliyetli olması ve üretimde özel ekipman ve dijital diş hekimliği konusunda eğitim almış eleman gerektirmesi, dijital üretim tekniklerinin dezavantajlarından biridir (Marinello & Brugger, 2021).

2.9. Protetik Materyallerin Yüzey Özellikleri

Protetik diş tedavisinde pek çok farklı materyal mevcuttur. Bu materyallerin kullanımının amaca uygun olabilmesi için belirli niteliklere sahip olmaları ve materyallerin yüzey özelliklerinin, ağız ortamıyla uyumlu olması gerekmektedir (Tholt ve ark., 2006).

2.9.1. Yüzey Pürüzlülüğü ve Ölçüm Yöntemleri

Materyalin özelliklerine veya elde edilme yöntemlerine bağlı olarak yüzey dokusundaki düzensizlikler "yüzey pürüzlülüğü" olarak adlandırılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerde, hastaların konforunu sağlamak, optimum estetik değerler elde etmek, ağız hijyenini korumak ve bunlara bağlı olarak klinik başarıyı artırmak amacıyla yüzey pürüzlülüğünün en aza indirilmesi gerekmektedir (Tholt ve ark., 2006).

Parlak ve düzgün bir yüzey, dental materyallerin estetik bir görünüm sağlaması açısından büyük önem taşımaktadır. Elde edilen bu estetik görünümün ağız içinde uzun süre korunabilmesi de gereklidir. Materyallerin düzgün bir yüzeye sahip olması, renklenmeyi ve plak birikimini de engelleyerek diş eti problemlerinin ve ikincil

çürüklerin oluşumunu önlemeye yardımcı olur. Düzgün yüzeylerde sürtünme katsayısı düşük ve aşınma oranı daha azdır. Tüm bu özellikler, materyallerin klinik başarısını artırmaktadır (Atabek ve ark., 2010; Kakaboura ve ark., 2007; Yılmaz & Özkan, 2010).

Yüzey pürüzlülüğü materyalin mekanik özellikleri hakkında da bilgi verebilir. Pürüzlü yüzeyler, materyalin bükülme dayanıklılığını azaltabilir (Bessing & Wiktorsson, 1983). Literatürde, pürüzlü yüzeylerin kırılmaya daha yatkın olduğu belirtilmiş ve yüzey düzgünlüğünün sağlanmasının kırılma riskini azaltabileceği ifade edilmiştir. Ayrıca, ağız ortamında mekanik direnci düşük olan dental materyaller çözünmeye uğrayabilirler, bu durum ise materyallerin yüzey pürüzlülüğünü artırabilir (Yanikoglu ve ark., 2009).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde, profilometrelerin yanı sıra, taramalı elektron mikroskobu, geçirimli elektron mikroskobu ve atomik kuvvet mikroskobu gibi yöntemler de kullanılabilir (Kakaboura ve ark., 2007).

2.9.1.1. Profilometreler

Profilometreler, mekanik ve optik olmak üzere iki farklı türde bulunmaktadır. Her iki tür de benzer pürüzlülük parametrelerini kullanarak sayısal ölçümler gerçekleştirmektedir. Mekanik profilometre cihazlarında, elmas tarayıcı uç, örnek yüzeyinde hareket ederek yüzey pürüzlülüğü değerlerini dijital olarak ölçer ve kaydeder. Elmas uç, belirli bir hızda yüzey üzerinde gezinirken, yüzeydeki düzensizliklere bağlı olarak yaptığı dikey hareketleri kaydeder. Bu yöntemle, örnek yüzeyin topografisi hakkında sayısal veriler elde edilir (Joniot ve ark., 2006; Kakaboura ve ark., 2007). Mekanik sensör, X-ekseni boyunca hareket eder ve yüzeyde 20-50 µm çözünürlükte tarama yapar. Dikey eksenindeki yükseklik farklarını, makinenin dönüştürme sistemini referans alarak hesaplar. Ölçümün doğru bir şekilde yapılabilmesi için yüzeyin paralel olması büyük önem taşımaktadır. Yüzeydeki olukların etkisini en aza indirmek amacıyla,

farklı açılardan ölçümler gerçekleştirilmelidir (Heintze ve ark., 2006; Joniot ve ark., 2006). Ancak, bu yöntemde kullanılan uç ve örnek yüzey birbirine temas ettiğinden, örneğin yüzeyinin zarar görme riski bulunmaktadır (Joniot ve ark., 2006; Kakaboura ve ark., 2007).

Optik profilometrelerde ise, yüzey ile temas olmaz. Bu nedenle, hassas yüzeylerin pürüzlülüğünü değerlendirmek için ideal bir seçenek sunar ve bu sayede örnek yüzeyi zarar görmez. Optik profilometreler, yüzeye yönlendirilen ışığın yansıma prensibi ile çalışır ve mekanik profilometrelere göre daha hızlı ve yüksek çözünürlükte ölçümler yapar (Joniot ve ark., 2006; Kakaboura ve ark., 2007). Optik profilometre yöntemi, interferometre, ışığın saçılması ve odak tespiti gibi çeşitli optik prensiplere dayanmaktadır (Heintze ve ark., 2006). Mekanik profilometrelere kıyasla daha yüksek ölçüm genişliği ve çözünürlüğüne sahip olan bu yöntemde üç boyutlu ölçümler elde edilmektedir. Bu yöntemde, yüzey ile mekanik bir temas gerektirmeden, optik ışın kullanılarak referans noktaları arasında tarama yapılır. Bu tür profilometreler, 100 mikrometrekarelik bir alanda birkaç nm çözünürlük sunabilmektedir. Yüzeyin üç boyutlu topografisi sayesinde, yüzeyin doğal karakterini gözlemlemek mümkündür (Heintze ve ark., 2006; Joniot ve ark., 2006; Kakaboura ve ark., 2007).

Profilometre ile yapılan incelemelerde kullanılan parametreler şunlardır:

Ra: Belirli bir ölçüm mesafesindeki tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak değerlerinin aritmetik ortalamasını ifade eder.

Rmax: Belirli bir mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arasındaki mesafeyi belirtir.

Rz: Belirli bir mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını gösterir.

Yüzey pürüzlülüğü, çalışmalarda genellikle aritmetik ortalama pürüzlülük (R_a) olarak tanımlanır (Heintze ve ark., 2006; Joniot ve ark., 2006).

2.9.1.2. Taramalı Elektron Mikroskobu

Optik bir yöntem olan taramalı elektron mikroskobu (SEM), temel olarak primer bir elektron demetinin örnek yüzeyini taraması esasına dayanır. Tarama sürecinde, primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların dağılmasına sebep olur. Dağılan elektronlar, algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanarak yüzey topografisi, bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi verir. Algılayıcı tarafından tespit edilen elektron sayısı fazla olduğunda, bölgenin görüntüsü daha parlak, az olduğunda ise daha karanlık görünür. Sonuç olarak, örnek yüzeyinin gri tonlarda bir görüntüsü elde edilir. SEM analizinde kaliteli bir görüntü elde edebilmek için, seramik örnek yüzeylerinin altın-palladyum tozu ile kaplanması gerekmektedir (Della Bona ve ark., 2003; Valandro ve ark., 2005). SEM analizi, materyalin yüzeyindeki çizik ve bozuklukların analizi için sıkça kullanılmasına rağmen, yüzey topografisinin belirlenmesinde bazı kısıtlamalar taşımaktadır ve üç boyutlu yüzey özelliklerini görüntüleme yeteneği bulunmamaktadır (Kakaboura ve ark., 2007).

2.9.1.3. Geçirimli Elektron Mikroskobu

Bu yöntem, bir diğer optik tekniktir. SEM, örnek yüzeyinden saçılan elektronların toplanması esasına dayanırken, geçirimli elektron mikroskobu örnekten geçirilerek toplanan elektronlarla çalışır. Geçirimli elektron mikroskobu, görüntüleme ve kırınım tekniklerini bir arada kullanarak örneğin mikroyapısal incelemesini ve kristal yapıların belirlenmesini sağlayan son derece özel bir materyal karakterizasyon cihazıdır. Geçirimli elektron mikroskobu ile seramik örneklerin kaplanmasına gerek kalmadan, atomik kristal yapı ile ilgili hassas ve ayrıntılı görüntüler elde edilebilmektedir (Meyer & Amer, 1988).

2.9.1.4. Atomik Kuvvet Mikroskobu

Diş hekimliği alanında son yıllarda tercih edilmeye başlayan atomik kuvvet mikroskobu, örnek yüzeyini çok ince ve sivri bir uç ile tarayarak analiz gerçekleştirmektedir (Gadegaard, 2006). Genellikle 40-60 nm çapındaki uç yüzeyi tararken, atomik kuvvet mikroskobu da uç ile yüzey arasındaki etkileşimleri kaydeder. Bu etkileşimler, van der waals kuvvetleri, kapiller kuvvetler ve sürtünme kuvvetlerine dayanmaktadır. Yüksek çözünürlükte üç boyutlu ölçüm yapabilmesi ve vakum veya örneklerin özel bir işleme (kaplama vb.) ihtiyaç duymaması gibi avantajlarının yanı sıra, düşük hızda tarama yapması, örnek sayısının sınırlı olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Gadegaard, 2006; Jandt, 2001).

2.9.2. Yüzey Sertliği ve Ölçüm Yöntemleri

Sertlik, bir materyalin yüzeyine çentik açıldığında veya kuvvet uygulandığında materyalin gösterdiği direncin bir ölçüsüdür (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002). Sertlik testlerinde genellikle materyal yüzeyine belirli bir kuvvet uygulanarak iz oluşturulur ve oluşan izin alanına bakılarak materyalin sertliği belirlenir. Eğer materyal üzerindeki iz büyükse, bu durum materyalin daha yumuşak olduğunu gösterirken, küçük bir iz daha sert bir materyali işaret eder (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002; Philips, 1996; Üçtaşlı ve ark., 1993). Diş hekimliğinde kullanılan materyaller, ağız içinde birçok etkiye maruz kalmaktadır. Materyallerin bu etkilere direnç gösterebilmeleri, yüksek yüzey sertlik değerlerine sahip olmalarına bağlıdır. Sertlik, materyalin mekanik dayanıklılığını artırmakla kalmaz, aynı zamanda çizilme, kırılma ve aşınma karşısındaki direncini de güçlendirir. Bu özellik, materyalin uygulanan kuvvetler karşısında şeklini korumasına da katkı sağlar (Türel, 2015). Bu nedenle, klinik başarıyı değerlendirmede yüzey sertliği etkili ve güvenilir bir ölçü olarak kabul edilir. Diş hekimliğinde kullanılan bir materyalin aşınma ve çizilmeye karşı dirençli olmaması, restorasyonun klinik başarısızlığına neden

olabilir. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin sertliğini belirlemek için Brinell, Rockwell, Barcol, Shore A, Knoop, Vickers sertlik testleri ve nano-sertlik (nano-indentasyon) testi gibi çeşitli yöntemler uygulanmaktadır (Türel, 2015).

2.9.2.1. Brinell Sertlik Testi

Genellikle metal ve metal alaşımlarının sertliklerinin belirlenmesi için kullanılan eski test yöntemidir. Kırılgan ve esnek materyaller için uygun bir yöntem değildir (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002; Philips, 1996; Üçtaşlı ve ark., 1993). Materyal yüzeyine 1,6 mm (milimetre) çapında tungsten karbür veya çelik bir yuvarlak uç ile 123 N (Newton) kuvvet 30 sn (saniye) süreyle uygulanır. Materyal yüzeyinde oluşan yuvarlak izlerin çapı ölçülerek sertlik değeri belirlenir (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002; Üçtaşlı ve ark., 1993). Bu yöntem, geniş yüzeyli materyallerin sertliğini tespit etmek için oldukça uygundur. Sertlik birimi, Brinell sertlik numarası şeklindedir (Craig ve ark., 2004).

2.9.2.2. Rockwell Sertlik Testi

Viskoelastik materyallerin sertliğini belirlemek için kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, materyal yüzeyine çelik toplar veya koniler ile yük uygulanır. Materyal üzerindeki izlerin derinliği ölçülerek sertlik tespit edilir. Test işlemi uzun bir süre alabilir ve yük kaldırıldığında meydana gelen izlerin kaybolma riski bulunmaktadır (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002; Philips, 1996; Üçtaşlı ve ark., 1993).

2.9.2.3. Barcol Sertlik Testi

Rezin simanların polimerizasyon derecesini ölçmek için kullanılan test yöntemlerinden biridir. Bu yöntem, 1 mm çapında yaylı bir bastırıcı uç ile sertliği doğrudan okumayı sağlar. Baskı ucunun malzemeye nüfuz etme derinliği, sertlik değerini belirler. Rezin kompozit materyalin polimerizasyon derinliği, 0.5 mm'lik artışlarla 0.5 ile 6.0 mm veya daha fazla kalınlığa sahip örnekler hazırlanarak test edilir. Ardından, kompozit örneklerin üst yüzeyine ışık uygulanarak polimerize edilir. Üst yüzeye

uygulanan Barcol test ölçümü ile alt yüzey arasındaki değerler karşılaştırılır (Sakaguchi & Powers, 2012).

2.9.2.4. Shore A Sertlik Testi

Kauçuk ve yumuşak plastiklerin sertliğini belirlemek için kullanılan bir yöntemdir. Sertlik ölçümü sonucunda materyale 0 ile 100 arasında bir değer atanır. "0" değeri, materyal yüzeyine tam penetrasyonu gösterirken, "100" değeri hiç penetrasyon olmadığını belirtir (Craig ve ark., 2004; Jepson ve ark., 1993; O'Brien, 2002; Todd & Holt, 1987).

2.9.2.5. Knoop Sertlik Testi

Knoop sertlik testi, diş dokusu, metal ve alaşımların sertliğini belirlemek için kullanılır. Bu testte kullanılan uç, Vickers testindeki uç ile benzerlik gösterir; tek farkı, belirli bir yük altında uygulanan uç ile materyal yüzeyinde oluşan köşegenlerden birinin diğerinden daha uzun olmasıdır. Sertlik tespiti yaparken, uzun olan köşegen esas alınır (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002). Sertlik birimi Knoop sertlik numarası olarak adlandırılmaktadır. Test sonuçlarının güvenilir olabilmesi için, materyal yüzeyinin aşırı düz olması gerekir. Ayrıca, test işlemi uzun bir süre alır (Craig ve ark., 2004; Üçtaşlı ve ark., 1993).

Knoop sertlik değeri, “Knoop Sertlik Numarası = $14.229 (F/D^2)$ ” formülü ile hesaplanır. Bu formülde, F: Uygulanan kuvvet (kilogram-kuvvet olarak ölçülen), D²: İz alanı (milimetrekarede ölçülen) olarak tanımlanır.

Uygulanan kuvvet genellikle Knoop sertlik değeri için belirli bir standart değer olarak kabul edilmektedir (Wang ve ark., 2003). Bu yöntemin en önemli avantajı, geniş bir sertlik aralığına sahip malzemelerin kolayca incelenebilmesidir. Böylece, farklı sertlik değerlerine sahip materyallerin yüzey sertliği etkili bir şekilde ölçülebilmektedir. Ancak, bu test yönteminin en büyük dezavantajı, diğer test yöntemlerine göre incelenecek

yüzeyin çok iyi bir şekilde parlatılmış ve düz olması gerekliliği ile test sürecinin ve ölçümlerin zaman almasıdır (Sakaguchi & Powers, 2012).

2.9.2.6. Vickers Sertlik Testi

Vickers sertlik testi, dar yüzeyli materyallerin sertliğini belirlemede oldukça güvenilir bir yöntemdir. Bu testte, 136° açılı piramit şeklinde bir elmas uç kullanılır. Elmas uç, belirli bir yük ile belirli bir süre boyunca materyal yüzeyine batırılır. Yük kaldırıldıktan sonra, materyal üzerindeki kare veya piramit şeklindeki çentiğin köşegen uzunlukları ayrı ayrı ölçülüp, bu ölçümlerin ortalaması alınarak materyalin sertliği belirlenir (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002; Üçtaşlı ve ark., 1993). Uygulanan yük, 0.025 ile 120 kilogram (kg) arasında değişiklik göstermektedir (Craig ve ark., 2004).

Materyal üzerinde kalan piramit şeklindeki çentiğin köşegen uzunlukları, cihaza entegre edilmiş bir mikroskop yardımıyla ölçülerek, ortalaması alınır (Poskus ve ark., 2004; Wang ve ark., 2003). Sertlik birimi Vickers sertlik numarası (VHN) olarak ifade edilir. Vickers sertlik değeri, “ $VHN = 1.854 \times (F/D^2)$ ” formülü ile hesaplanır. Bu formülde VHN: Vickers sertlik numarası, F: Uygulanan kuvvet (kg), D^2 : İz alanı (mm^2) şeklindedir (O'Brien, 2002).

Bu yöntemin en önemli avantajları; yüksek oranda doğruluk payı sağlaması, tüm materyaller için tek bir uç kullanabilme imkanının olması, elmas ucun zamanla deformasyona uğramadan uzun süre kullanılabilmesi, tüm yumuşak ve sert yüzeylere mükemmel şekilde adapte olabilmesi ve hassas ölçümler yapabilme özelliği olmasıdır (Dietschi ve ark., 2003).

Knoop ve Vickers testleri, Brinell ve Rockwell testleri ile karşılaştırıldığında mikrosertlik testleri olarak sınıflandırılır. Her iki testte uygulanan kuvvetler 9.8 N'dan daha azdır ve oluşan çentikler küçüktür; çentik derinliği ise $19 \mu m$ 'den daha azdır. Bu nedenle, her iki test de ince materyallerde küçük alanların sertlik ölçümlerinde

kullanılabilir (Anusavice ve ark., 2012). Vickers mikrosertlik testi, malzemenin belirli bir yükün penetrasyonuna direnme kabiliyeti vasıtasıyla rijit yapıdaki polimerler olan akrilik rezinleri değerlendirmek için geçerli bir yöntem olarak kabul edilir (Farina ve ark., 2012; Low, 1998). Öte yandan, Rockwell ve Brinell sertlik testleri, geniş yüzeylere sahip büyük materyallerin ortalama sertlik değerleri hakkında bilgi sağlar. Daha az sofistike olan Shore A ve Barcol testleri ise kauçuk ve plastik yapılı dental materyallerin sertlik ölçümlerinde kullanılır ve genellikle endüstride, materyallerin kalite kontrolü amacıyla tercih edilir (Anusavice ve ark., 2012).

2.9.2.7. Nano-Sertlik (Nano-İndentasyon) Testi

Geleneksel sertlik testleri, materyale görece büyük kuvvetler uygulayarak, 100 µm'ye kadar görece büyük izler oluşturur. Materyaller arasında seçicilik sağlasa da, birçok materyal mikrofazlı yapıya sahiptir ve örneğin mikrofil kompozitlerde dolgu fazı, uca göre oldukça küçük boyutlarda olabilir. Bu sebeple, mevcut mikrofazlı materyallerin özelliklerini daha iyi ölçmek için daha küçük boyutlarda iz oluşturabilen test yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu ihtiyaç göz önüne alınarak, son yıllarda nano-indentasyon teknikleri geliştirilmiştir (Türel, 2015). Nano-indentasyon cihazlarında dört farklı uç kullanılır: Berkovich, küresel, Vickers ve sferokonik çentikleyici uçlar. Farklı malzemeler için uygun uç seçilmeli ve kalibrasyon işlemleri düzenli olarak yapılmalıdır. Metaller ve elmas gibi yüksek elastisite modülü ve sertliğe sahip malzemelerde Berkovich veya Vickers uçları, düşük sertlikteki malzemelerde ise sferokonik veya konik uçlar tercih edilmektedir. Uygulanan yük aralığı değişirken, 0.03 nm alana kadar sertlik ölçümleri gerçekleştirilmektedir (Fischer, 2011).

2.10. Diş Hekimliğinde Renk ve Renk Ölçüm Yöntemleri

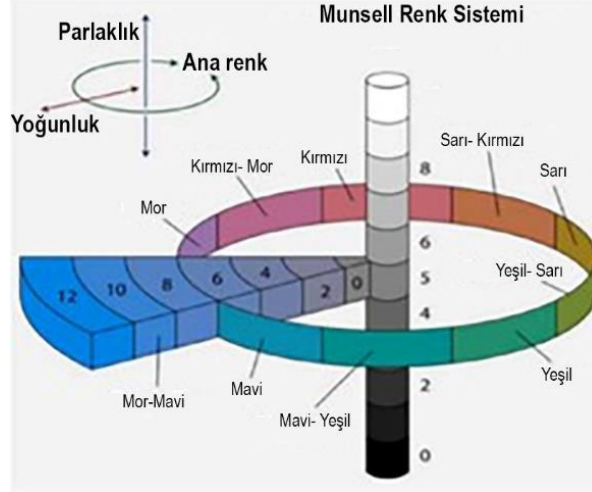
Farklı dalga boylarındaki ışığın gözün retinasına ulaşması sonucunda oluşan algıya renk denir (Strenk ve ark., 2005). Rengin oluşabilmesi için bir uyaran ve bu uyaranı

algılayıp değerlendiren bir yapıya ihtiyaç vardır. Işık (uyaran) cisme çarparak yansır ve gözümüze ulaşır, oradan da beynin görme merkezine gider. Işık olmadan renk de var olamaz. Işık, görünür bir elektromanyetik enerji türü olarak tanımlanır (Sengez & Dörter, 2019). Renkler, tüm dalga boylarının gözümüze aynı anda ulaştığı durumda beyaz, hiç ulaşmadığı durumda ise siyah olarak algılanır. İnsan gözü, elektromanyetik spektrumun 380-780 nm arasındaki dalga boylarını algılar, bu nedenle bu bölgeye görünür ışık denir (McPhee, 1985).

Renk algısının subjektif olması ve bireyler arasında değişiklik göstermesi, renklerin doğru ve objektif bir şekilde tanımlanmasını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle, renklerin standartlaştırılması amacıyla çeşitli renk sistemleri geliştirilmiştir (Rubino ve ark., 1994; Wee ve ark., 2002). En yaygın kullanılan sistemler arasında Munsell ve Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE) $L^*a^*b^*$ renk sistemleri bulunmaktadır. Bu sistemler, renkleri sayısal değerlerle ifade ederek farklı kişiler arasında ortak bir renk anlayışı sağlamayı hedefler (Sato ve ark., 1994).

2.10.1. Munsell Renk Sistemi

Renk biliminin tarihinde önemli bir rol oynayan Munsell renk sistemi, 1905 yılında Albert H. Munsell tarafından tasarlanmıştır. Bu sistem, renkleri üç boyutlu bir uzayda göstererek, onları daha kesin ve nesnel bir biçimde tanımlamayı mümkün kılar. Munsell sisteminde renk; ton (hue), değer (value) ve doygunluk (chroma) olarak adlandırılan üç temel özellik aracılığıyla ifade edilir. Bu üç boyutlu yaklaşım, renklerin karmaşık yapısını daha iyi kavrayarak, farklı renkler arasındaki ilişkileri görsel olarak temsil etmeyi sağlar (Şekil 2.2) (Paravina & Powers, 2004).



Şekil 2.2. Munsell renk sistemi

Renk tonu, bir rengin diğerlerinden ayırt edilmesine olanak tanıyan en önemli özelliktir. Görünür ışık spektrumunda çeşitli dalga boyları, farklı renkleri temsil eder. Bir nesnenin rengi, o nesneden yansıyan ya da geçen ışığın baskın dalga boyu tarafından belirlenir (Brewer ve ark., 2004; O'Brien, 2002). Munsell renk çemberi, 10 temel renk tonunu kapsar. Bu tonlar şunlardır: kırmızı, sarı-kırmızı, sarı, sarı-yeşil, yeşil, mavi-yeşil, mavi, mor-mavi, mor ve kırmızı-mor. Bu on temel renk tonu, renk çemberi üzerinde düzenli bir şekilde konumlandırılarak, renkler arasındaki geçişleri ve ilişkileri görsel olarak sunar (Sproull, 2001).

Rengin parlaklığı, bir rengin ne kadar açık veya koyu olduğunu gösteren bir ölçüttür. Başka bir deyişle, bir rengin beyaz veya siyah ile olan ilişkisi, bu değerle tanımlanır. Munsell renk sistemi, renk değerini 0 ile 10 arasında bir sayı ile ifade eder; burada 0, tamamen siyahı, 10 ise tamamen beyazı temsil etmektedir (Roy Choudhury & Naskar, 2019). Siyah ile beyaz arasında yer alan tüm gri tonları, farklı renk parlaklık değerleriyle ilişkilidir (Şekil 2.3) (Roy Choudhury & Naskar, 2019).



Şekil 2.3. Rengin parlaklığı

Kroma, bir rengin saflık veya doygunluk derecesini tanımlar. Yani, bir rengin ne ölçüde canlı veya soluk olduğu, kroma değeri ile belirlenir. Kroma, bir rengin içindeki ana renk tonunun yoğunluğunu gösterir. Kroma, renklerin ayırt edilmesinde önemli bir işlev üstlenir; iki nesne aynı renk tonuna sahip olsa bile, farklı kroma değerleri nedeniyle birbirinden farklı algılanabilirler (Şekil 2.4.) (Sproull, 2001).

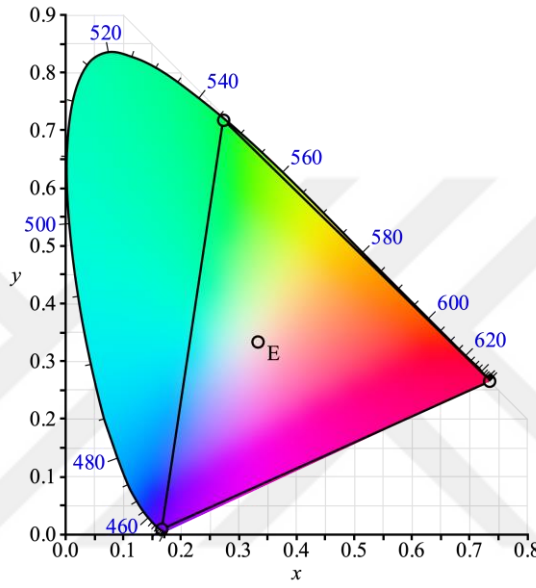


Şekil 2.4. Rengin yoğunluğu

2.10.2. CIE XYZ Renk Sistemi

CIE, renk ve görünümle ilgili ortak bir dil oluşturmak için standart bir ışık kaynağı ve gözlemci tanımlamıştır. Bu yaklaşım sayesinde, insan gözünün farklı renkler karşısındaki tepkilerini matematiksel olarak ifade eden üç uyaranlı (tristimulus) değerler hesaplanabilir. 1931 yılında oluşturulan CIE XYZ renk sistemi, standart aydınlatıcılar (A, B, C, D50, D65, E, F) ve gözlemci açıları (2° , 10°) altında renkleri iki boyutlu olarak temsil etmeyi mümkün hale getirir (Westland, 2003).

CIE XYZ renk uzayında, renklerin tüm olası kombinasyonları bir alan içerisinde bulunur. Bu alana "gamut" denir. Renk biliminde gamut, bir görüntüleme cihazının (ekran, yazıcı vb.) üretebileceği tüm renkleri ifade eder. Başka bir ifadeyle, bir cihazın gamutu ne kadar genişse, o cihaz o kadar fazla rengi doğru bir biçimde gösterebilir (Şekil 2.5.) (Westland, 2003).



Şekil 2.5. CIE XYZ renk sistemi gamut görseli

CIE XYZ renk sistemi, insan gözünün renkleri algılama biçimini matematiksel olarak modelleyen bir yapıdır. Bu sistemde, X, Y ve Z değerleri sırasıyla kırmızı, yeşil ve mavi renklerin yoğunluklarını temsil eder (Sproull, 2001; Westland, 2003).

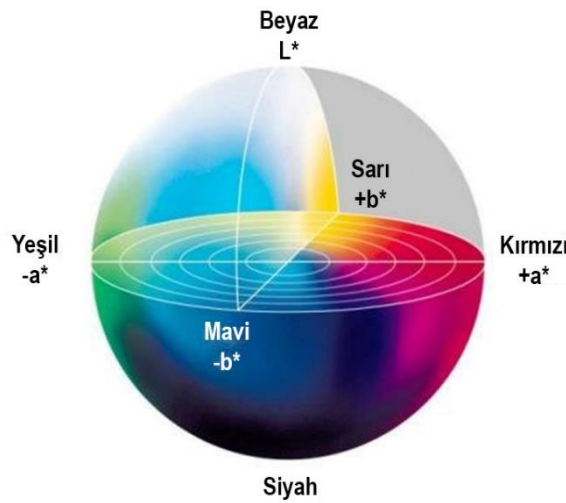
2.10.3. CIE L*a*b* Renk Sistemi

CIE L*a*b* renk uzayı, 1976 yılında insan gözünün renkleri algılama özelliklerine daha iyi uyum sağlayacak şekilde geliştirilmiş bir renk modelidir. Munsell renk sistemiyle benzerlik göstererek, renkleri üç boyutlu bir uzayda temsil etme olanağı sunar. Bununla birlikte, L*a*b* sistemi, renk farklılıklarını daha hassas bir şekilde ölçebilmesi ve klinik uygulamalarda daha etkin bir şekilde kullanılabilmesi gibi avantajlara sahiptir (Rosenstiel ve ark., 2006).

CIE $L^*a^*b^*$ renk uzayı, renkleri üç boyutlu bir koordinat sistemi içerisinde tanımlar. Bu model, L^* , a^* ve b^* olmak üzere üç ana bileşenden oluşur. Bu sistemde L , a ve b eksenleri yer almakta ve bu eksenlerin kesişim noktasını oluşturan bir küre bulunmaktadır (Şekil 2.6.) (O'Brien, 2002).

CIE $L^*a^*b^*$ renk uzayında, L^* parametresi bir rengin parlaklık ya da koyuluk düzeyini ifade eder. Bu değer 0 ile 100 arasında bir aralıkta değişiklik gösterir; 0 mükemmel siyahı, 100 ise mükemmel beyazı temsil etmektedir. Başka bir ifadeyle, L^* değeri bir nesnenin yansıttığı ışık miktarını belirtir. L^* değeri yükseldikçe renk daha açık bir ton alırken, azaldıkça renk daha koyu hale gelir (Şekil 2.6.) (Brewer ve ark., 2004; O'Brien, 2002; Rosenstiel ve ark., 2006).

CIE Lab^* renk uzayında, a^* eksen bir rengin kırmızı-yeşil eksenindeki konumunu gösterirken, -90 ile 70 arasında bir değer aralığına sahiptir. Pozitif a^* değerleri kırmızımsı tonları, negatif a^* değerleri ise yeşilimsi tonları temsil eder. b^* eksen ise sarı-mavi eksenindeki konumu ifade eder ve -80 ile 100 arasında değişir. Pozitif b^* değerleri sarımsı tonları, negatif b^* değerleri ise mavimsi tonları işaret eder. (Şekil 2.6.) (Brewer ve ark., 2004; Rosenstiel ve ark., 2006).



Şekil 2.6. CIE $L^*a^*b^*$ renk küresi

CIE L*a*b* renk uzayında, iki renk arasındaki fark, delta E (ΔE) olarak bilinen bir değerle tanımlanır. CIE L*a*b* sisteminde ΔE , iki rengin L*, a* ve b* değerleri arasındaki farkların karelerinin toplamının karekökü alınarak hesaplanır.

Hesaplama kullanılan formül: $\Delta E_{ab} = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$ şeklindedir (Khashayar ve ark., 2014).

ΔE değeri ne kadar yüksekse, iki renk arasındaki fark o kadar fazla olur (Khashayar ve ark., 2014).

2.10.4. CIEDE2000 Renk Sistemi

CIE L*a*b* renk sistemi, uzun yıllar boyunca renk ölçümü için standart bir yöntem olarak kabul edilmiş olsa da, belirli sınırlamalara sahipti. Bu sınırlamaları ortadan kaldırmak amacıyla CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülü geliştirilmiştir (Luo ve ark., 2001; Sharma ve ark., 2005). Bu yeni formül, özellikle farklı ışık koşullarında ve gözlemciler arasında daha tutarlı bir renk farkı algısı sağlayarak, renk eşleşmesi çalışmalarında daha doğru sonuçlar elde edilmesine yardımcı olmaktadır. Özellikle diş hekimliği gibi renk hassasiyetinin kritik olduğu alanlarda, ΔE_{00} formülü, restorasyonların doğal dişlerle uyumlu renklerde üretilmesi için yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Ghinea ve ark., 2010).

Hesaplama kullanılan formül:

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

şeklindedir

(Ghinea ve ark., 2010).

CIEDE2000 formülü içerisinde $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ gibi parametreler, sırasıyla parlaklık (lightness), kroma (chroma) ve renk tonundaki (hue) değişimleri tanımlar. R_T , rotasyon fonksiyonudur ve özellikle mavi tonlardaki renk farklılıklarını daha doğru bir şekilde hesaplamak üzere kullanılan bir düzeltme terimidir. Formüldeki S_L , S_C ve S_H

ağırlıklandırma fonksiyonları olup, farklı renk bileşenlerinin toplam renk farkına olan etkisini düzenler. K_L , K_C ve K_H parametreleri ise aydınlatma koşullarıdır ve zemin rengi gibi faktörlerin renk algısı üzerindeki etkisini hesaba katmak için kullanılan düzeltme faktörleridir (Ghinea ve ark., 2010).

Görsel olarak algılanan en küçük renk değişim miktarına "eşik" denir. Renk farklılıklarını değerlendirmede, algılanabilirlik eşiği ve kabul edilebilirlik eşiği olmak üzere iki temel eşik bulunmaktadır (Paravina ve ark., 2015).

Algılanabilir renk farkı, gözlemcinin algılayabileceği en küçük renk farkını ifade eder. Bu değeri ölçmek için gözlemcilere "İki obje arasında bir renk farkı tespit edebiliyor musunuz?" şeklinde bir soru sorulur ve yanıtlar alınır. Algılanabilirlik yüzdesi, algılanabilirlik sorusuna 'evet' diyen gözlemci sayısının toplam gözlemci sayısına bölünmesiyle hesaplanır. Gözlemcilerin % 50'sinin fark edebileceği renk farkı, % 50:50 algılanabilirlik eşiğine karşılık gelir (Paravina ve ark., 2015).

Kabul edilebilir renk farkı, gözlemcinin kabul edebileceği en küçük renk farkını ifade eder. Bu değerleri ölçmek amacıyla gözlemcilere "Klinik koşullarda iki obje arasındaki renk farkını kabul eder miydiniz?" gibi sorular yöneltilir ve alınan yanıtlar değerlendirilir. Kabul edilebilirlik yüzdesi, kabul edilebilirlik sorusuna 'evet' yanıtı veren gözlemci sayısının toplam gözlemci sayısına bölünmesiyle hesaplanır. Gözlemcilerin %50'sinin kabul edebileceği renk farkı, % 50:50 kabul edilebilirlik eşiğine karşılık gelir (Paravina ve ark., 2015).

İki renk arasındaki ΔE_{00} değerleri, farklı malzemeler ve uygulamalar için farklı algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik sınırlarına sahiptir. Yapılan araştırmalar, insan gözünün renk farklılıklarını algılama eşiğinin 1 ile 3.7 ΔE_{00} arasında değiştiğini ortaya koymaktadır (Johnston & Kao, 1989; Kuehni & Marcus, 1979; O'Brien, 2002; Ragain Jr & Johnston, 2001; Ruyter ve ark., 1987).

Araştırmacılar, akrilik kaide materyalleri için, gözlemcilerin % 50'sinin fark edebileceği (% 50:50) algılanabilir renk farkı eşiğinin $\Delta E_{00}=1.72$ olduğunun, gözlemcilerin %50'si tarafından kabul edilebilir renk farkı eşiğinin (% 50:50) ise $\Delta E_{00}=4.08$ olduğunu belirtmişlerdir (Ren ve ark., 2015).

2.10.5. Diş Hekimliğinde Renk Belirleme Yöntemleri

2.10.5.1. Görsel Teknik

Protetik diş hekimliği alanında, uygun renk seçiminin, restorasyonun estetik başarısında büyük bir önemi vardır. Tedavi esnasında belirlenen renk, teknisyene iletilerek restorasyon bu renge göre üretilir (Paravina, 2009).

Görsel renk skalaları kullanarak diş rengi seçimi, en yaygın ve pratik yöntemlerden biridir. Bu yöntemde renk, kolaylıkla temin edilebilen ve ekonomik olan renk skalalarıyla basitçe belirlenebilir (Clary ve ark., 2016). Görsel renk seçimi, gözlemcinin yorgunluğu, yaşı, duygusal durumu, objenin pozisyonu, ortamın aydınlatması, metamerizm ve dişin yüzey yapısı gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir. Ayrıca gözlemcinin uyarana verdiği psikolojik ve fizyolojik tepkilere bağlı olarak değişim göstermektedir. Bu nedenle görsel teknikle yapılan renk seçiminin, bireyler arası renk algılamasındaki farklılıklar nedeniyle güvenilir olmadığı belirtilmiştir (Corcodel ve ark., 2010).

Günümüzde diş hekimliği klinik uygulamalarında pek çok renk skalası mevcuttur. Bu skalalar, standart veya özel olarak üretilmiş bir dizi renk tonundan meydana gelir (Pustina-Krasniqi ve ark., 2017). Renk skalaları, kompozit rezin, akrilik veya seramik gibi farklı malzemelerden hazırlanabilir. Bir renk skalası, dişlerin doğal renklerinin tümünü kapsamalıdır. Standart olarak her bir renk skalası, yarı saydamlık ve renk yoğunluğuna göre değişiklik gösteren kesici, orta ve servikal kısımlardan oluşur. Renk skalalarından bazıları şunlardır: Vita klasik renk skalası (Bad Säckingen, Almanya:

VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.), Vita Tooth Guide 3D-Master renk skalası (Bad Säckingen, Almanya: VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.) ve Chromascop (Buffalo, NY, ABD: Ivoclar Vivadent Inc.). Bu sistemler, Munsell'in renk alanını üç boyutta kategorize eden ton, doygunluk ve parlaklık gibi temel prensiplere dayanmaktadır (Şekil 2.7.) (Jouhar ve ark., 2022).



Şekil 2.7. Görsel ölçümde kullanılan vita klasik renk skalası

2.10.5.2. Cihaz Kullanılarak Yapılan Renk Ölçümü

Kolorimetreler

Kolorimetreler, aletli renk ölçümünde kullanılan ve üç temel uyarıcı değerini kaydederek görünür spektrumun kırmızı, yeşil ve mavi bölümlerindeki ışığı filtreleyen cihazlardır. Ancak, kolorimetrelerin spektral yansımayı kaydetme kapasitesi bulunmamaktadır. Bir kolorimetre, emilen ışığın detaylı bir ölçümünü sağlarken, bir spektrofotometre farklı dalga boylarında emilen ışığı nicel olarak belirleme yeteneğine sahiptir. Spektrofotometreyle kıyaslandığında, kolorimetrelerin, fazla filtre kullanımı nedeniyle doğruluk oranlarının düşebilmesi dezavantajı vardır (Ballard ve ark., 2017).

Dijital Kameralar ve Görüntüleme Sistemleri

Dijital görüntüleme sistemleri, diş rengini ölçmek amacıyla kullanılmaktadır. Kullanılan kameranın kalitesi ve görüntü işleme tekniklerinin doğruluğu, ölçümlerin hassasiyetini etkiler. Birçok araştırmacı, dijital kameraların, doğru standardizasyon

prosedürleri ile kullanıldığında diş ve diş eti rengini belirlemede güvenilir araçlar olduğuna vurgu yapmıştır (Brewer ve ark., 2004).

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, görünür ışık spektrumunda 1-25 nm aralığında, bir nesneden yansıyan ışık enerjisini ölçmektedir. Bu ölçümler, elde edilen spektral yansımayı renk koordinatlarına (CIEXYZ, CIEL*a*b* veya CIELCH) ve farklı diş tonu değerlerine dönüştürme yeteneğine sahiptir (Chu ve ark., 2010) (Şekil 2.8.).



Şekil 2.8. Spektrofotometre

Ölçülen renk, tek bir renk olabileceği gibi, cihaz bir diş yüzeyindeki farklı renkleri de detaylı bir şekilde haritalandırabilir. Görsel ve aletlerle yapılan renk ölçümlerini karşılaştıran sistematik incelemelerde, spektrofotometrelerin kullanıldığı çalışmalarda, yüksek doğruluk oranlarının elde edildiği gözlemlenmiştir (Hugo ve ark., 2005; Sarafianou ve ark., 2012). Klinik bir araştırmada ise, % 82.7 tekrarlanabilirlik oranıyla Spectro Shade'in (MHT Optic Research AG, İsviçre)'in, VITA Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) rengi kaydetmede en yüksek tekrarlanabilirliğe sahip cihaz olduğu belirlenmiştir (Khurana ve ark., 2007). Ancak, bu cihazlarla in vivo ölçüm esnasında optik lens buğulanması meydana gelebilir ve bu durum yanlış ölçümlere yol açabilir. Ayrıca, bu cihazlar temaslı ölçüm aletleri olduğundan, bazı cihazların başlığı,

hastanın diş etlerine sabitlenmesi gerektiğinde hastalarda rahatsızlık hissi oluşabilir (Stephen, 2003).

Spektroradyometreler

Spektroradyometreler, nesnelerden yayılan veya yansıyan radyometrik nicelikleri görünür spektrum boyunca ölçme yeteneğine sahiptir. Renk değerleri, parlaklık ve aydınlatma birimleri ile tanımlanabilir ve bu değerler renk koordinatlarına (CIEXYZ, CIELAB ve CIELCH) dönüştürülebilir (Berns, 2019). Spektroradyometreler, içlerinde ışık kaynağı bulundurmamaları ve temassız ölçüm cihazları olmaları nedeniyle spektrofotometrelerden farklılık gösterir (Johnston ve ark., 1996).

Spektroradyometreler, hem in vitro hem de in vivo diş hekimliği çalışmalarında, diş rengini ölçmek amacıyla kullanılmaktadır. Spektroradyometrelerin diş rengi ölçümündeki avantajları, esas olarak temas gerektirmeyen ölçüm yöntemiyle ilgilidir. Ancak, diş rengi ölçümü için spektroradyometre kullanan yayınlanmış çalışma sayısı, diğer renk ölçüm cihazlarına kıyasla daha azdır. Bunun sebepleri, bu cihazların nispeten yüksek maliyetli olması ve ölçüm sürecinde aydınlatma ile görüş koşullarının dikkatli ayarlanmasının gerekmesidir (Joiner & Luo, 2017).

2.11. Ağız Mikrobiyolojisi

Ağız boşluğunun sıcaklık değeri, nötr pH düzeyine sahip olması ve nemli bir ortam sunması, ağız içinde birçok mikroorganizmanın gelişimine yardımcı olmaktadır. Ağız içinde, dişler üzerinde bulunan mikroorganizmaların yanı sıra, epitel yüzeylerine yerleşen mikroorganizmalar da bulunmaktadır. Bu mikroorganizmalardan çoğu kommensaldir; ancak *Streptococcus mutans* gibi bazıları patojenik özellik taşımaktadır. *C. albicans* gibi kommensal mantarlar ise, fırsatçı patojen olarak sınıflandırılır ve enfeksiyonlara yol açmak için yerel ya da sistemik faktörlere ihtiyaç duymaktadırlar (Budtz-Jørgensen, 1990; Taylor ve ark., 1998).

2.11.1. Candida Cinsi Mantarlar

Candida cinsi mantarlar, Cryptococcaceae familyasının bir üyesidir. Bu mantarların doğal kaynağı insandır, ancak toprak ve bitkilerden de izole edilebilirler. *Candida* cinsi mantarlar, bifazik özelliğe sahiptir; maya formundayken tek hücreli olup, konak içine geçtiklerinde basit tomurcuklanma yoluyla oluşan blastosporlar ile üreme gösterirler. Bu mantarların neden olduğu hastalıklara genel olarak kandidiyazis adı verilmektedir (Al-Karaawi ve ark., 2002; Baillie & Douglas, 2000).

Kandidiyazis, *candida* cinsine ait mikroorganizmalar tarafından meydana gelen bir enfeksiyon hastalığıdır. Araştırmalar, insanda hastalık yapıcı etkiye sahip olan türlerin genellikle *C. albicans*, *Candida tropicalis*, *Candida pseudotropicalis*, *Candida krusei*, *Candida parakrusei*, *Candida guilliermondii*, *Candida parapsilosis* ve *Candida stellatoidea* olduğunu göstermektedir. Ancak, kandidiyazis vakalarında çoğunlukla *C. albicans* izole edilmekte, diğer türlere nadir rastlanmaktadır. *C. albicans*'ın bireylerin % 30-50'sinin ağızlarında ve gastrointestinal sistemlerinde yer aldığı bilinmektedir. Ağız florasında en yaygın tür *C. albicans* (% 75), ardından *Candida tropicalis* (% 8), *Candida krusei* (% 3.6) ve *Candida glabrata* (% 2.6) gelmektedir (Budtz-Jørgensen, 1990; Cannon ve ark., 1995).

Candida türleri, Saboraud-dextroz agar gibi rutin besiyerlerinde, oda sıcaklığında ve 37°C'de 24 saat içinde üreyerek genellikle kirli beyaz veya kum rengi, yumuşak kıvamlı ve tipik mayamsı bir kokuya sahip koloniler oluştururlar (Webb ve ark., 1998a, 1998c). *Candida* türleri için optimum üreme pH'ı genellikle 4.5-5 civarındadır. Diğer canlılar gibi, *candida* da karbon, hidrojen, oksijen, nikel, potasyum, magnezyum, demir, çinko, mangan ve bakır gibi belirli vitaminlere ihtiyaç duyar. Karbon kaynaklarını çoğunlukla şekerler, organik asitler, aldehitler veya gliserin aracılığıyla temin ederler (Waltimo ve ark., 1997).

2.11.2. *Candida Albicans*'ın Protez Stomatitindeki Rolü

C. albicans, diğer *candida* türleri arasında ağız mukozası ve plastik yüzeylere en iyi şekilde tutunan mantar olarak öne çıkmaktadır. Statherin, *C. albicans*'ın diş sert dokuları ve yanak mukozası üzerinde tutunmasına yardımcı olur. Statherin engellendiğinde, diş sert dokularına tutunma oranı % 93, yanak mukozasına olan tutunma ise % 43 oranında düşmektedir. *Candida* türlerinin konak dokusuna tutunma yeteneği, blastospor fazında daha fazladır. Ortamda galaktoz gibi şekerler veya iki değerlikli iyonlar (magnezyum++, kalsiyum++) bulunduğu tutunmada artış göstermektedir. *C. albicans*, fibrinojen, fibronektin, trombin, laminin, tip I ve tip IV kollajen ile bakterilere tutunma eğilimindedir. Bu tür tutunmalar sonucunda, kandidiyal biofilm oluşumu gerçekleşir (Al-Karaawi ve ark., 2002; Baillie & Douglas, 2000).

Bireylerde lokal veya genel immün yetmezliğin ortaya çıkması, yaş, aşırı kilo kaybı veya kaşeksi, diyabet, dejeneratif hastalıklar, uzun süreli enfeksiyonlar, uykusuzluk, yetersiz beslenme, kortizol kullanımı, kanser, avitaminoz ve metabolik hastalıklar, fiziksel veya kimyasal travma, radyasyona maruz kalma ve aşırı stres gibi nedenlerden kaynaklanabilir (Al-Karaawi ve ark., 2002; Baillie & Douglas, 2000). İmmün sistemi tamamen veya kısmen işlevsiz hale getiren bu durumlar sistemik olmayabilir, lokal olarak da etkili olabilir. Örneğin, kalp, göz, diş protezi veya kateter gibi uzun süre suni materyalle temas eden dokularda lokal immün yetmezlik durumu gelişebilir. Ayrıca, sigara ve alkol gibi tahriş edici kimyasallara maruz kalan mukozalar ve deride de lokal immün hasar görebilir. Bu nedenle, immün savunmanın zayıfladığı herhangi bir dokuda *candida* enfeksiyonunun meydana gelmesi beklenmedik bir durum değildir (Al-Karaawi ve ark., 2002; Baillie & Douglas, 2000).

Candida türleri, bulundukları florada yer alan bakterilerle belirli bir antagonizma ilişkisi içindedir. Bakteri sayısı ve çeşitliliğinde bir azalma, *candida*'ların florada baskın

hale gelmesine yol açabilir. Bu duruma “bakteriyel diskordans” denir. Uzun süreli antibiyotik kullanımı, bakteriyel diskordansa neden olarak kandidiyazis gelişimini tetikleyebilir (Al-Karaawi ve ark., 2002; Baillie & Douglas, 2000).

Protez stomatiti, protez kaidesinin altında meydana gelen yaygın veya lokal doku iltihabıdır. Hem alt hem de üst çenedeki hareketli bölümlü ve tam protezlerin altında gelişebilen bu durum, özellikle üst protezlerin altında daha sık görülmektedir. *C. albicans*’ın, protezle ilişkili stomatitin etiyolojisinde rol oynadığı ve tam protez kullanıcılarının % 11 ile % 67’sinin bu durumdan etkilendiği, çeşitli araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (Arendorf & Walker, 1987; Budtz-Jorgensen, 1974). Görülme sıklığındaki bu farklılıkların, bireylerden örnek alma yöntemlerine, örneklerin alındığı bölgelere ve örneklerin alındığı bireylerin yaş, cinsiyet, sistemik hastalıklar, diyabet ve ilaç kullanımı gibi bireysel farklılıklarına bağlı olduğu ifade edilmektedir (Budtz-Jorgensen, 1974; Budtz-Jørgensen, 1990).

C. albicans, dişli ve dişsiz ağız florasında normalde bulunan bir mikroorganizmadır. Bu nedenle, sadece mevcudiyetinin tespit edilmesi, tanı açısından yeterli değildir. Normal olarak damakta yüz koloniden daha az *candida* bulunduğunda, bu durum *candida* enfeksiyonunu düşündürmez. Ancak, yüz koloni oluşturan birim (CFU) üzerinde *candida* mevcutsa ve klinik olarak protez stomatiti belirtileri görülüyorsa, enfeksiyon olduğu kabul edilir (Renner ve ark., 1979; Webb ve ark., 1998c).

Protez stomatiti, çok sayıda faktörden kaynaklanan bir etiyolojiye sahiptir. Protezlerin uyumsuzluğu, oklüzyondaki bozukluklar ve bu durumun neden olduğu travma, yetersiz ağız hijyeni ve karbonhidrat açısından zengin gıdaların tüketilmesi, lokal ya da sistemik immün yetmezliği görülmesi gibi durumlar, protez stomatitinin gelişimine katkıda bulunan etkenler arasında yer almaktadır. Ayrıca, protezlerin geceleri de takılması

bu durumu tetikleyen faktörler arasında sayılabilir (Budtz-Jorgensen, 1974; Budtz-Jörgensen, 1990; Renner ve ark., 1979; Webb ve ark., 1998c).

Protez stomatiti tedavisinin ilk aşamasında, protez kaynaklı sorunlar giderilir ve hastanın mevcut olabilecek sistemik sağlık sorunları kontrol altına alınır. Ardından, protezlerin temizliği sağlandıktan sonra, doku düzenleyici uygulamalarla meydana gelen travmanın ortadan kaldırılması hedeflenir. Bununla birlikte, lokal ve sistemik antifungal ajanlar ile destekleyici bir tedavi uygulanır. Hastada klinik olarak stomatit belirtileri yok olduktan sonra, yeni bir protez yapılır ve hasta, protez kullanımı ve ağız hijyeninin önemi konusunda bilgilendirilir (Budtz-Jörgensen ve ark., 1975).

2.11.3. *Candida Albicans*'ın Protez Kaide Materyallerine Tutunmasını Etkileyen Faktörler

Protez stomatitinin etiyolojisinde önemli bir faktör olan *C. albicans*'ın protez kaidesine tutunması, kolonizasyonun ilk aşamasını oluşturması açısından kritik bir öneme sahiptir (Douglas, 1985; Segal ve ark., 1988). Mantarların polimerik yüzeylere tutunması, van der Waals kuvvetleri (hidrofobik kuvvetler) ve elektrostatik kuvvetler sayesinde gerçekleşmektedir. Elektrostatik ve hidrofobik kuvvetlerin tutunma üzerindeki etkisi, kullanılacak materyaller ve ortamlar arasında değişiklik gösterebilir (Waltimo ve ark., 2001; Webb ve ark., 1998a, 1998c). Waters ve ark. (Waters ve ark., 1997), mikroorganizmaların yüzeye tutunmasının ilk aşamasını, yüzeyin ve mikroorganizmanın yüzey enerjileri arasındaki ilişki doğrultusunda termodinamik bir yaklaşım olarak tanımlamışlardır. İkinci aşamanın ise yapışkan-reseptör ilişkisine dayandığını ve bu aşamanın kolonizasyon için gerekli olan kuvvetli tutunma açısından önemli olduğunu vurgulamışlardır.

Candida'ların protez kaide materyallerine tutunmasını etkileyen faktörler aşağıdaki başlıklar altında incelenebilir.

2.11.3.1. Kaide Materyalinin Cinsi

Protez kaidesi olarak kullanılan materyaller, kullanım süreleri boyunca bazı özelliklerini kaybederek mantar kolonilerinin gelişimini destekleyen bir hale gelebilir. Gıda ve kimyasal temizleyiciler zamanla akrilik kaide materyallerinin cilalı yüzeylerinin özelliklerini yitirmesine neden olabilir. Ayrıca, yumuşak astar materyallerinin de zamanla plastizörlerini kaybedip sertleşerek yüzeylerinin pürüzlü hale gelmesi sonucu *C. albicans*'ın gelişimini ve tutunmasını desteklediği belirtilmektedir (Lamfon ve ark., 2003).

Literatürde, geleneksel ısıyla polimerize olan ve eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan PMMA'ların yüzeyindeki *C. albicans* kolonizasyonu karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda test edilen akrilik rezinlerin yüzeylerinde *C. albicans* koloni oluşumu incelendiğinde, temizleme tableti solüsyonlarında bekletilseler bile, ısı ile polimerize edilmiş PMMA'nın yüzeyindeki *C. albicans* sayısının, eksiltmeli üretimde kullanılan prepolimerize PMMA'ya göre anlamlı şekilde daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir (Aladağ & Ayaz).

2.11.3.2. Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü

Yapılan araştırmalara göre, genel olarak materyalin yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla, yüzeye tutunan *C. albicans*'ın sayısının da yükseldiği bildirilmektedir. Pürüzlü yüzeylerin, mikroorganizmaların protez yüzeyinden tükürük veya geleneksel temizlik yöntemleri ile uzaklaştırılmasını engellediği ve böylece mikrobiyal kolonizasyonun daha kolay gerçekleştiği ileri sürülmektedir (Von Fraunhofer & Suchatlampong, 1975). Bunun yanı sıra, başka bir görüş de, protezlerin sürekli dokularla temas halinde olması nedeniyle yüzeylerin cilalı olmasının tek başına tutunmayı engellemek için yeterli olmadığı, bu yüzden hastaların ağız hijyen düzeylerini iyi tutması gerektiğidir (Kagermeier-Callaway ve ark., 2000).

Başka bir çalışmada, benzer şekilde, pürüzlü yüzeylerde gözlemlenen *C. albicans* sayısının cilalı yüzeylere göre belirgin şekilde daha fazla olduğu ifade edilmiştir. Enfeksiyonun önlenmesi ve ağız hijyenini sağlamak için ise, yüzeylerin mümkün olduğunca pürüzsüz olması gerektiği vurgulanmıştır (Verran & Maryan, 1997).

Yamauchi ve ark. (Yamauchi ve ark., 1990), farklı yüzeylere *C. albicans* adezyonunu araştırdıkları çalışmalarında, akrilik örneklerin yüzeyleri hazırlandıktan sonra, cilalı yüzeylerdeki adezyonun, cilalanmamış yüzeylere göre daha az olduğunu belirtmişlerdir. Sonuç olarak, pürüzlü yüzeylere maya hücrelerinin tutunma kapasitesinin, pürüzsüz yüzeylere göre çok daha yüksek olduğunu vurgulamışlardır.

2.11.3.3. Vücut Sıvıları

Vücut sıvıları konusunda genel bir bakış açısı, tükürüğün ince bir film tabakası oluşturarak, yüzey enerjisini düşürdüğü ve temizleyici etkisi sayesinde *C. albicans* kolonizasyonunu engellediği yönündedir. Bununla birlikte, bazı araştırmacılar tükürüğün içeriğindeki proteinler ve müsinler nedeniyle *C. albicans*'ın tutunmasını desteklediğini belirtmektedirler (Edgerton ve ark., 1993; Nikawa ve ark., 1993).

Edgerton ve ark. (Edgerton ve ark., 1993), insan submandibular ve sublingual tükürüğü ile parotid tükürüğü kullanarak gerçekleştirdikleri çalışmanın sonucunda, submandibular-sublingual tükürük karışımının *C. albicans*'ın PMMA'a tutunmasını belirgin şekilde artırdığını ifade etmişlerdir. Bunun, submandibular-sublingual tükürük karışımında bulunan müsinlerin, oral kavitedeki yüzeylerde *C. albicans* kolonizasyonunda, düzenleyici bir mekanizma sağlamasından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

Nikawa ve ark. (Nikawa ve ark., 1993), çalışmalarında tükürük ve serumun *C. albicans*'ın virülansını ve gelişimini desteklediğini belirtmişlerdir. Ayrıca, daha önceki

çalışmalarından elde ettikleri sonuçlarla karşılaştırma yaparak, tükürüğün stomatit oluşumundaki rolünün karmaşık bir yapı sergilediğini ifade etmişlerdir.

2.11.3.4. Diğer Etkenler

Alınan besinlerin türü, ağızda diğer oral bakterilerin konsantrasyonu, kültür şartları ve suşlar arasındaki farklılıklar gibi çeşitli etkenler de *C. albicans*'ın protez kaide materyallerine tutunmasına etki eden faktörler arasında yer almaktadır (McCourtie & Douglas, 1984; Waters ve ark., 1997; Webb ve ark., 1998b, 1998c).

C. albicans'ın glukoz, galaktoz, fruktoz ve maltoz içeren ortamlarda tutunmasının arttığı ve bu artışın ortamda bulunan şeker konsantrasyonu ile doğru orantılı olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, bu tür şekerler içeren ortamlarda yetişen *C. albicans*'ın yüzey kompozisyonlarında meydana gelen değişikliklerin de tutunmayı artırdığı vurgulanmıştır (Douglas, 1985).

Başka bir çalışmada ise, sukroz ve glukozdan zengin gıdalarla beslenmenin tutunmayı artırdığı belirtilmiştir. Ayrıca, çalışmadan elde edilen bulgular doğrultusunda, oral bakterilerin de *C. albicans*'ın protez kaidesine tutunmasında karmaşık bir rol oynadığı ifade edilmiştir (Samaranayake, 1986) .

2.12. Materyallerin Yüzey Özelliklerinin Değiştirilmesi

Yüzey teknolojilerindeki ilerlemeler, yeni ürünlerin tasarlanması ve üretim süreçlerinin iyileştirilmesine olanak tanımakta, malzemelere temel özellikleri değiştirilmeden ek özellikler kazandırmaktadır. Geliştirilen materyalin, kullanıldığı alan doğrultusunda, birden fazla özellik barındırması beklenmektedir. Bu bağlamda, yüzey özelliklerinin değiştirilmesi ve geliştirilmesi büyük bir önem taşımaktadır. Farklı yöntemlerle malzemelerin yüzeyleri modifiye edilerek, ideal fiziksel, mekanik, kimyasal, metalurjik, biyolojik, manyetik ve elektriksel özelliklerin elde edilmesi hedeflenmektedir. Yüzeyde yeni bir katman oluşturmak amacıyla termal püskürtme, çözelti daldırma,

elektrolitik kaplama, elektroliz, elektroforetik kaplama ile kimyasal ve fiziksel buhar biriktirme ya da ALD gibi çeşitli teknikler uygulanmaktadır (Uğur & Ay, 2018).

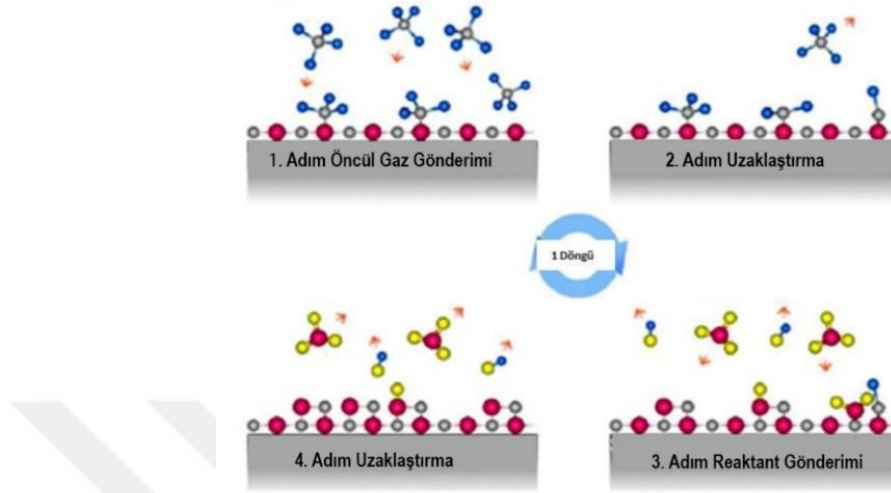
2.12.1. Atomik Katman Biriktirme Yöntemi

ALD tekniği, düşük sıcaklıklarda ve 1 Torr'un altındaki vakum koşullarında buhar fazında ince film üretimi gerçekleştirebilen bir yöntemdir. Bu yöntem, reaktanların periyodik döngülerle belirli dozajlarda uygulanmasını sağlar ve reaktanlar arasında gaz fazında yaşanabilecek reaksiyonları engeller. ALD, geniş alanlarda, uniform ve konformal film kalınlıklarının ultra ince düzeylerde kontrollü bir şekilde elde edilmesine olanak tanıyan ince film biriktirme tekniklerinden biridir (George ve ark., 1996; George, 2010; Goldstein ve ark., 2008; Hakim ve ark., 2005).

Atomik katman biriktirme yöntemiyle ince film üretimine başlanmadan önce, uygun deneysel koşulların tespit edilmesi ve ardından üretim sürecinin yürütülmesi gerekmektedir. Bu süreçte, başlangıç kimyasal buharları, reaktantlar ve taşıyıcı gaz sıralı bir şekilde sisteme iletilmektedir. Bu sıralı iletim sayesinde, kimyasal buhar biriktirme yönteminden farklı olarak reaktantlar birbirleriyle etkileşime girmeden ardışık üretim ve kaplama işlemleri gerçekleşmektedir. Fazlalık reaktantlar ve yan ürünler, genelde sisteme azot gazı gönderilerek dışarı atılmaktadır. ALD yöntemiyle film üretiminde su, ozon, oksijen ve bazı alkoller oksijen kaynağı olarak kullanılırken, azot gazı taşıyıcı ve dışarı atıcı gaz olarak görev yapmaktadır (Johnson ve ark., 2014; Kim & Maeng, 2009). ALD ile film üretim/kaplama sürecinin adımları aşağıda sıralanmıştır ve bu adımlar şematik olarak gösterilmiştir (Şekil 2.9.) (Gönüllü & Ateş, 2019).

1. İlk kimyasal buharın sisteme iletilmesi ve yüzeydeki fonksiyonel gruplarla etkileşime girmesi
2. Kimyasal reaksiyonların ardından reaksiyona girmemiş reaktantların ve gaz fazındaki ürünlerin sistemden atılması

3. Reaktantların sisteme uygulanması
4. Reaktantların ve yan ürünlerin sistemden çıkarılması (Gönüllü & Ateş, 2019)



Şekil 2.9. ALD ile kaplama sürecine ait adımları gösterir şema

ALD ince film üretim sisteminde bu adımlar tek bir döngü olarak adlandırılır ve bu adımların tekrarıyla ince film kalınlığı kontrollü bir şekilde artırılır. Bu şekilde, karmaşık şekilli malzemeler üzerine kontrollü gaz fazı reaksiyonu ile sisteme sıralı şekilde gaz gönderilerek kimyasallar birbiri ile reaksiyona girmeden homojen, pürüzsüz ve konformal kaplama yapılabilmektedir (Kim & Maeng, 2009).

ALD tekniği ile film üretiminin sağladığı avantajlar arasında yüksek konformal özellikler, tekrarlanabilirlik, ölçeklenebilirlik, gözeneksiz yapı, aşırı ince tabakalar, yoğunluk ve homojenlik, yapay malzemelere uyum sağlama yeteneği ve kalınlık kontrolü gibi birçok özellik bulunmaktadır. Sonuç olarak, ALD tekniğinin sahip olduğu bu özellikler, bu yöntemin ince film üretim ve kaplama teknolojisine, her alanda ihtiyacın olduğunu vurgulamaktadır (Knez ve ark., 2007).

Öncül kimyasallar, basınç, gaz iletimi süresi, fazlalık kimyasalların sistemden atılma süresi ve film üretimindeki sıcaklık değerleri, ALD tekniğinin deneysel parametreleri arasında yer almaktadır. Bu parametreler her malzeme için farklılık

gösterebilir. ALD yöntemi ile ince film üretiminde, öncül gaz reaksiyonlarının oluşabilmesi amacıyla uygun bir sıcaklık aralığının belirlenmesi ve bu değerlere bağlı kalınması büyük önem taşımaktadır. Bu bilgiler doğrultusunda, öncül kimyasalların ve işlem sıcaklığının ALD ile ince film kaplamada en kritik parametreler olduğu ifade edilebilir. Öncül kimyasalların işlemin yapıldığı sıcaklıkta yeterli uçuculuğa sahip olması, diğer öncüllerle etkileşime girebilmesi, yüzey aktif bölgeler tarafından adsorbe edilip reaksiyona girmesi, yüzeyde aşındırmaya neden olmaması ve düşük toksisiteye sahip olması gerektiği, bu tekniğin önemli noktalarındandır (Ponraj ve ark., 2013).

ALD tekniği ile ince film üretiminde çinko oksit, TiO_2 , alüminyum oksit gibi maddeler kullanılarak ince filmler üretilmektedir (Gönüllü & Ateş, 2019). ALD ile ince film kaplama yönteminde, reaksiyonlar genellikle 200°C ile 400°C arasında gerçekleşmektedir. Bu aralığın dışındaki sıcaklık değerleri, ideal olmayan film üretiminin yaşandığı alanlardır. Bu ideal olmayan sıcaklık bölgeleri, düşük kaliteli film oluşumuna ve ALD'ye özgü olmayan gaz fazı reaksiyonlarına yol açabilir. Ayrıca, yüksek yüzey sıcaklıklarında öncül gazın termal bozunumu da belirgin şekilde film büyümesine neden olabilir. Bu durumların yanı sıra, eğer kimyasal olarak adsorbe olmuş türler yüksek sıcaklıklar nedeniyle ısıl bozunmaya uğrarsa, filmin büyüme hızı azalır. Bu nedenlerle, yüksek kaliteli filmler elde edebilmek için "ALD pencere aralığı" olarak bilinen en uygun üretim sıcaklık aralığında çalışmak son derece önemlidir (Kuech, 2014). Ancak, bu 200 - 400°C aralığı, diş hekimliğinde kaide materyali olarak kullanılan PMMA'nın T_g ve T_m değerlerini aştığından (Smith & Hashemi, 2018), bu sıcaklıklarda ALD yöntemiyle yapılan yüzey kaplaması, protez kaide materyalinde istenmeyen mekanik özelliklere, deformasyona, yapısal değişikliklere ve estetiğin bozulmasına yol açabilir (Darwish ve ark., 2019). Bu istenmeyen etkilere sebep olmamak için, 2019 yılında özel yapım ALD sistemi kullanılarak, geleneksel ısıyla polimerize olan PMMA kaide materyali, T_g ve T_m

değerlerinin altında olan 65°C’de, 30 nm kalınlığında TiO₂ ile başarılı şekilde kaplanmıştır (Darwish ve ark., 2019).

2.13. Diş Hekimliğinde Nanopartiküller

“Nano” terimi, çok küçük anlamına gelen bir Yunanca kelimedir. Nanopartiküller, yaklaşık 1-100 nm boyut aralığında bulunan nano boyutlu materyallerdir ve prizma, çubuk, küp ve küre gibi çeşitli morfolojilere sahip olabilirler (Fayaz ve ark., 2010; Oyar, 2014).

Nanometrik partiküllerin en belirgin özelliği, mikro-metrik partiküllere kıyasla çok daha geniş bir spesifik yüzey alanına sahip olmalarıdır (Kuo ve ark., 2005; Zhao & Xie, 2009). Nanopartiküller, yüksek yüzey enerjileri nedeniyle diğer materyallere ve birbirlerine güçlü bir şekilde yapışma eğilimindedirler (Hamouda, 2012; Kumar ve ark., 2011).

Nano materyallerin kullanımı, yeni ürünlerin geliştirilmesine olanak tanımaktadır (Dastjerdi & Montazer, 2010). Nanopartiküller, metal-mikroorganizma etkileşimleri ve biyomineralizasyon gibi birçok biyoteknolojik uygulamada önemli bir rol oynamaktadır (Kim ve ark., 2007). Son yıllardaki araştırmalar, özellikle metal oksit nanopartiküllerin güçlü bir antibakteriyel etki sergilediğini ortaya koymuştur (Stobie ve ark., 2008). Ayrıca, nanopartiküllerin dental materyallerin dayanıklılığını artırdığı ve dental restorasyonların mekanik özelliklerini geliştirdiği de tespit edilmiştir (Waltimo ve ark., 2007; Zhao & Xie, 2009).

Protez kaidesinin dayanıklılığını artırmak amacıyla, PMMA’ya belirli oranlarda karbon nanopartikülleri eklenmesi, polimerin bükülme dayanıklılığını ve yorulma performansını geliştirmiştir. Ancak, mekanik özelliklerde önemli bir artış sağlansa da, karbon nanotüp kullanımlarının bir dezavantajı, protez kaidesinin siyah bir renge sahip olmasıdır (Ekstrand ve ark., 1987; Larson ve ark., 1991). Protez kaide materyallerinde

gümüş nanopartiküllerin kullanılması ise antibakteriyel bir etki sağlamış ve bu uygulamanın protez stomatitini önlemek için potansiyel bir çözüm olabileceği öne sürülmüştür (Hamouda, 2012; Tee ve ark., 2007).

2.13.1. Titanyum Dioksit Nanopartikülleri

TiO₂ nanopartiküllerinin diş hekimliğinde pek çok uygulama alanı ve bu uygulamanın pek çok avantajı vardır. TiO₂ film/partikülleri, 30 ila 90 dakika (dk) boyunca 315- 400 nm dalga boyunda UV ışığına maruz kaldıktan sonra *C. albicans*'ı inaktive edebilir ve *C. albicans* sayısında % 90' dan fazla azalma gözlenebilir (Özyıldız ve ark., 2010; Sumi ve ark., 2003; Tatlıdil ve ark., 2011). UV ışık altında, foto uyarılmış TiO₂'den hidroksil (OH⁻) ve süperoksit serbest radikalleri (O₂⁻) veya hidrojen peroksit (H₂O₂) gibi güçlü oksidatif türler oluşur. Bu agresif oksidatif faaliyetler hücre yüzeyinde geri dönüşü olmayan hasara yol açarak içerideki organik bileşikler yok eder ve bakteri veya mantarların inaktivasyonu ile sonuçlanır (Nakano ve ark., 2012).

TiO₂' in ek bir faydası da, genellikle “su kılıfı etkisi” olarak bilinen süper hidrofilik davranışdır. Bu da kontaminantların suyla kolayca yıkanarak uzaklaştırılmasını sağlar (Pazokifard ve ark., 2013). Birçok araştırmacı, antimikrobiyal aktivite, temizlenebilirlik ve biyouyumluluk gibi özelliklere sahip TiO₂'in diş hekimliğinde kullanılmasının uygun olduğunu göstermiştir (Han ve ark., 2008; Karpagavalli ve ark., 2007; Ozasa ve ark., 2008).

Bir polimer malzemeye TiO₂ materyalinin az miktarda eklenmesinin bile, elde edilen hibrid materyalin elektriksel, optik, kimyasal ve fiziksel özelliklerini olumlu etkilediği gösterilmiştir (Chatterjee, 2010; Reijnders, 2009).

Protetik diş tedavisinde, materyallerin özelliklerini geliştirmek için, ısıyla polimerize olan PMMA kaide materyallerine, antimikrobiyal özelliklere sahip, nispeten ucuz, biyolojik olarak uyumlu, kimyasal olarak kararlı, toksisite içermeyen, korozyona

dayanıklı, yüksek mukavemetli ve yüksek kırılma indeksine sahip bir malzeme olan TiO_2 nano partikülleri eklenmiştir. Literatürde, ısıyla polimerize olan PMMA kaide materyaline TiO_2 nano partikülleri eklendiği ve materyalin antimikrobiyal, fiziksel, mekanik, optik, termal ve yüzey özelliklerinin geliştirildiği çalışmalar mevcuttur (Gad & Abualsaud, 2019). Ghahremani ve arkadaşları (Ghahremani ve ark., 2017), ısıyla polimerize olan PMMA materyaline ağırlıkça %1 oranında TiO_2 nano partikülü eklemiştir. TiO_2 eklenen PMMA kaide materyalinin, kuvvetler karşısındaki darbe dayanımı ve çekme dayanımının arttığını bildirmişlerdir.

İlgili malzemenin matrisi ile nano yapıları materyaller karıştırılarak, materyal ile biyolojik ortamın ara yüzeyinde nano materyallerin rastgele dağılımını sağlamaktansa, materyalin yüzeyinin modifikasyonuna odaklanmak, materyal ile biyolojik ortam ara yüzünde işlevselliği sağlayan nano materyallerin verimli bir şekilde dağıtılmasına yardımcı olur (Astaneh ve ark., 2021). Materyallerin yüzeyleri farklı yöntemlerle modifiye edilerek, optimum özelliklerin (fiziksel, mekanik, kimyasal, metalurjik, biyolojik, manyetik ve elektriksel) elde edilmesine çalışılmakta ve materyallere kendi özelliklerinin yanında farklı işlevler kazandırılabilir (Uğur & Ay, 2018).

Yüzeyde yeni bir tabaka oluşturmak için kullanılan ALD tekniği ile, geleneksel ısıyla polimerize olan PMMA kaide materyali, 65°C 'de, 30 nm kalınlığında TiO_2 ile başarılı şekilde kaplanmış ve kaplama sonrasında, PMMA'nın su ile temas açısının 67° 'den 5° 'nin altına düştüğünü belirtilmiştir. 0° temas açısının tam ıslanmayı ve artmış hidrofilikliği temsil ettiği göz önünde bulundurulduğunda, yüzeyi TiO_2 ile kaplamanın, PMMA'nın ıslanabilirliğini ve hidrofilikliğini yüksek derecede arttırdığı anlaşılmaktadır. Fırçalama testinden sonra, PMMA üzerindeki TiO_2 kaplaması sağlam kalmış ve yüzey pürüzlülüğü (R_a) anlamlı derecede değişim göstermemiştir. X ışını fotoelektron spektroskopisi (XPS) analizi sonucunda, fırçalamadan ve protez temizleyici solüsyonuna

maruz bırakılmadan sonra kaplanmış numunelerde TiO₂ kaybının olmadığı ortaya çıkmıştır. Bu durum, yüzeye uygulanan TiO₂ filminin kalıcı olduğunu göstermektedir. Yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış PMMA yüzeyinde *C.albicans* tutunması da % 63 ile % 77 oranında azalmıştır (Darwish ve ark., 2019).

2.14. X-Işını Fotoelektron Spektroskopisi

Elektron spektroskopisi veya X-ışını fotoelektron spektroskopisi olarak bilinen yöntem, hidrojen ve helyum haricindeki tüm elementler için hem nitel hem de nicel veriler sunan bir yüzey analiz tekniğidir. 1950'li yıllarda geliştirilen bu teknik, günümüzde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (McPhail ve ark., 2009).

XPS yöntemi, X-ışını fotonları ile aydınlatılan yüzeylerdeki atomların yörüngelerinden elektronların ayrılmasıyla çalışır. Bu süreçte, elektronların kinetik enerjileri ölçülmekte ve Einstein'ın "Fotoelektrik Denklemi ($EB = h\nu - EK$)" ile temellendirilen bağlanma enerjileri belirlenmektedir. EB, kopan elektronun bağlanma enerjisini; $h\nu$, X-ışını fotonunun enerjisini; EK ise kopan elektronun kinetik enerjisini temsil eder. Bu terimler, elektronların yüzeydeki atomlarla etkileşimi ve enerji düzeylerinin analizi için kritik öneme sahiptir. X-ışını kırınım yöntemi ise malzemedeki atomların düzenini ve fazların tespitini sağlar, örneklerin kristal yapısı ile ilgili bilgi verir (McPhail ve ark., 2009; Watts, 2003).

XPS cihazı, dört ana bileşenden oluşur; bir vakum sistemi, X-ışını kaynağı, elektron enerji analizörü ve veri sistemi. Tekniğin yüzey kontaminasyonuna duyarlılığı nedeniyle, inceleme sırasında yüzey değişikliklerini engellemek ve kopan elektronların gaz moleküllerine çarpıp yayılmasını önlemek amacıyla örnekler, 10^{-8} ile 10^{-10} milibar arasında bir basınca sahip yüksek vakum ortamında incelenir. XPS sistemlerinde X-ışını kaynağı olarak genellikle alüminyum ya da magnezyum anot malzemesi tercih edilmektedir. Oluşan AlK α ve MgK α fotonlarının enerji değerleri sırasıyla 1486.6

elektronvolt ve 1253.6 elektronvolttur (McPhail ve ark., 2009; Watts, 2003). X-ışını fotonları tarafından örnekten koparılan elektronların enerji dağılımları, elektron enerji analizörü aracılığıyla ölçülmektedir (Bubert ve ark., 2002).

XPS sisteminde X-ışınları, incelenen örneğin 1000 nm veya daha fazla derinliğine ulaşırken, kopan elektronlar yalnızca 10 nm derinliğe ulaşabilir. Örnek yüzeyinin 10 nm altındaki elektronlar, yüzeyi terk etmek için gerekli derinliğe ulaşamadığından, XPS ile yapılan analizler, yaklaşık 10 nm derinlikle sınırlıdır. İncelenen örneklerde, atomik yüzde konsantrasyonu 0.1'in üzerinde olan tüm elementler (hidrojen ve helyum dışında) tespit edilebilmektedir. Ayrıca, moleküler yapılarla ilgili bilgiler (oksidasyon durumu, kovalent bağlanmış atomların varlığı gibi) sağlanır (McPhail ve ark., 2009). XPS yöntemi, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış, ısıyla polimerize olan PMMA kaide materyalinin yüzey tabakasının analizi için kullanılmıştır (Darwish ve ark., 2019).

2.15. SEM Analizi

SEM analizi, dünya çapında çeşitli alanlarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Francis ve ark., 2010). Bu teknik, hem organik hem de inorganik materyallerin analizinde, nm ila µm boyutlarında ölçümler yapabilmek amacıyla yaygın şekilde tercih edilir (Francis ve ark., 2010).

SEM analizi, yüzeydeki çiziklerin ve defektlerin detaylı analizinde en sık tercih edilen tekniklerden biridir. Taramalı elektron mikroskobunun diğer mikroskoplara kıyasla öne çıkan bazı özellikleri vardır. Bunlardan en belirgin olanı, yüksek odak derinliğidir. Ayrıca, çözünürlük, odak derinliği ve görüntü ile analiz işlemlerinin bir arada gerçekleştirilebilmesi, taramalı elektron mikroskobunu araştırma ve inceleme çalışmalarında yaygın şekilde kullanılabilir kılmıştır. Ek olarak, mikroişlemci ve bilgisayarların mikroskopa entegre edilmesi, kullanım kolaylığını artırmıştır. Bu sayede, diğer yöntemlerle oldukça zaman alabilecek detaylı veri toplama, otomatik olarak ve çok

kısa sürede tamamlanabilmektedir (Bansal ve ark., 2019). Ancak, bu yöntemin, üç boyutlu yüzey yapısını doğrudan görüntüleyememesi ve vakum ortamı veya özel hazırlıklar (örnek yüzeyinin kaplanması) gerektirmesi gibi bazı kısıtlamaları bulunmaktadır (Kakaboura ve ark., 2007).



3. MATERİYAL VE METOT

Bu tez çalışması, Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (TDK-2024-14643 proje numarası) tarafından desteklenmiştir. Bu çalışmaya dair etik bildirim ve intihal beyan formu Ek-1 dosyasında sunulmuştur. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu, 45 numaralı kararıyla bu çalışmayı onaylamıştır (Ek-2).

Çalışma süresince geleneksel ısı ile polimerize olan PMMA örneklerin üretimi Sakarya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı içerisinde gerçekleştirilmiştir. Eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin üretim süreci BY Dental Diş Protez Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Kaide materyallerinin ALD yöntemiyle kaplanması ve XPS analizi, Chicago Illinois Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Kimya Mühendisliği Bölümü'nde gerçekleştirilmiştir.

Örneklerin pürüzlülük ve Vickers sertlik testi ölçümleri, Bezmialem Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Renk ölçümleri, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Örneklerin yüzeyindeki *C. albicans* kolonizasyonu ölçümü Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Temel Bilimler Bölümü, Tıbbi Mikrobiyoloji Ana Bilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Taramalı elektron mikroskobu görüntüleri ise Sakarya Üniversitesi Mühendislik Fakültesi'nde edinilmiştir.

Çalışmaya başlamadan önce, örneklem büyüklüğü, önceki benzer çalışma, (Darwish ve ark., 2019) referans alınarak, yazılım programı (G*Power v3.1.9.2; Heinrich-Heine- Universität Düsseldorf) kullanılarak hesaplanmış (güç = %80; $\alpha = 0,05$) ve varsayılan etki büyüklüğünü tespit etmek için grup başına 13 örneğe ihtiyaç duyulacağı

ortaya çıkmıştır. Güven aralığı göz önüne alınarak, her bir çalışma grubuna 20 örnek dahil edilmiştir.

Araştırmada kullanılan materyaller ve cihazlar, Tablo 3.1. ve Tablo 3.2.'de belirtilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Geleneksel, ısıyla polimerize kaide materyali	Acryline Orijinal Pembe, Koyu Pembe, Anaxdent, Amerika Birleşik Devletleri
Eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan kaide materyali	Ivotion Base, Original Pembe, Koyu Pembe, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihazlar	Üretici Firma
Mum temizleme ve mufla kaynatma cihazı	Sistem Dental, Ankara, Türkiye
CAD-CAM akrilik kazıyıcı	K5 milling machine, Vhf camfacture AG, Ammerbuch, Almanya
Zımpara ve polisaj makinesi	ECOMET polisher/grinder, Buehler, Illinois, Amerika Birleşik Devletleri
Atomik katman biriktirme cihazı	ALD-150LE, Kurt J. Lesker Company, Amerika Birleşik Devletleri
Spektroskopik elipsometre cihazı	Model M-44; J.A. Woollam Co. Lincoln, Amerika Birleşik Devletleri
X-ışını fotoelektron spektroskopi analiz cihazı	Kratos AXIS-165, Kratos Analytical Inc. Manchester, Birleşik Krallık
Yüzey pürüzlülüğü ölçme cihazı	MarSurf M 300 C, Mahr Gmbh, Göttingen, Almanya
Yüzey sertliği ölçme cihazı	Shimadzu HVM-2, Tokyo, Japonya
Renk ölçüm cihazı	SpectroShade, MHT Optic Research AG, Zürih, İsviçre
SEM cihazı	Tescan, VEGA II, Çek Cumhuriyeti

Araştırmada gerçekleştirilen işlemlerin sıralaması aşağıda belirtilmiştir;

1. Örneklerin üretilmesi,
2. Örneklerin yüzeyinin TiO₂ ile ALD yöntemiyle kaplanması,
3. Örneklerin yüzeyinin XPS analizi,
4. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü analizinin yapılması,
5. Örneklerin Vickers sertlik analizinin yapılması,
6. Örneklerin renk ölçümlerinin yapılması,
7. Örneklerin yüzeyindeki *C. albicans* tutulumunun ölçülmesi,
8. Örneklerin yüzeylerinin SEM analizlerinin yapılması,
9. İstatiksel analizlerin yapılması

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışma kapsamında kullanılacak kaide materyalleri, 2 farklı renkte (orijinal ve koyu pembe) ve 2 farklı üretim tekniği (geleneksel, eksiltmeli) ile üretilmiştir. Örneklerin sayıca yarısı TiO₂ ile kaplanmış, yarısı kaplanmamıştır. Örnekler, üretim tekniği, rengi ve yüzeyinin kaplanma durumuna göre gruplara ayrılmıştır. Çalışma grupları Tablo 3.3.'te gösterilmektedir.

Tablo 3.3. Çalışma grupları

Grup 1	Geleneksel yöntemle üretilen ve yüzeyi kaplanmamış orijinal pembe renkli kaide
Grup 2	Geleneksel yöntemle üretilen ve yüzeyi kaplanmamış koyu pembe renkli kaide
Grup 3	Geleneksel yöntemle üretilen ve yüzeyi TiO ₂ ile kaplanmış orijinal pembe renkli kaide
Grup 4	Geleneksel yöntemle üretilen ve yüzeyi TiO ₂ ile kaplanmış koyu pembe renkli kaide
Grup 5	Eksiltmeli yöntemle üretilen ve yüzeyi kaplanmamış orijinal pembe renkli kaide
Grup 6	Eksiltmeli yöntemle üretilen ve yüzeyi kaplanmamış koyu pembe renkli kaide
Grup 7	Eksiltmeli yöntemle üretilen ve yüzeyi TiO ₂ ile kaplanmış orijinal pembe renkli kaide
Grup 8	Eksiltmeli yöntemle üretilen ve yüzeyi TiO ₂ ile kaplanmış koyu pembe renkli kaide

3.1.1. Geleneksel Isıyla Polimerizasyon Yöntemiyle Üretim

Yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve *C. albicans* sayısı ölçümü için 15 mm çapında, 2 mm kalınlığında; renk ölçümü için ise 10 mm çapında, 3 mm kalınlığında disk şeklinde, 160 tane geleneksel ısıyla polimerize olan örnek üretilmiştir (AlQahtani ve ark., 2023; Köroğlu ve ark., 2016; Kurt ve ark., 2018). Geleneksel yöntemde, orijinal pembe ve koyu pembe renkte, ısıyla polimerize olan PMMA materyali (Acryline, Anaxdent, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılmıştır (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan ısıyla polimerize olan PMMA materyali

Örneklerin standart boyutta hazırlanmasında için disk şeklinde dizayn edilmiş mum kalıplar kullanılmıştır. Paris alçısı (ABS Alçı ve Blok San. A.Ş., Ankara, Türkiye), üretici firmanın talimatları doğrultusunda, 100 g toz ve 45 ml su oranında, 1 dk boyunca vibratör (Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) kullanılarak karıştırılmıştır. Ardından, alçı muflaların alt parçasına dökülerek mumdan oluşturulmuş kalıp, alçı içine yerleştirilmiştir (Şekil 3.2.).



Şekil 3.2. Mufla içerisine yerleştirilmiş örnekler

Alçının tamamen sertleşmesi için yaklaşık 45 dk beklenmiş ve ardından alçı yüzeyi, bir izolasyon maddesi (Isolant Separating Solution, Dentsply, DeTrey, Birleşik Krallık) ile kaplanarak yalıtılmıştır. Muflalama sürecinin tamamlanabilmesi için muflanın üst kısmı da kapatılıp alçı ile doldurulmuş ve ardından 45 dk boyunca hidrolik pres (Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Almanya) içinde 2 atmosfer basınç altında bekletilmiştir.

Hazırlanan mufla, kaynar su içerisinde 10 dk boyunca bekletilmiş ve ardından mufla açılarak, sıcak su ile mum artıkları tamamen temizlenmiştir. Negatif boşlukların dışında kalan alçı yüzeyleri ise izolasyon malzemesi (Isolant Separating Solution, Dentsply, DeTrey, Birleşik Krallık) ile kaplanmıştır (Şekil 3.3.).



Şekil 3.3. Mum artıklarının temizlenmiş hali

Orijinal ve koyu pembe renkteki ısı ile polimerize olan akrilik kaide materyali (Acryline, Anaxdent, Amerika Birleşik Devletleri) firmanın talimatları doğrultusunda 10 g: 7 ml toz/likit oranında, oda sıcaklığında (23°C’de), 60 sn karıştırıldıktan sonra yaklaşık 3 dk hamurlaşma süresinin ardından spatül kullanılarak muflalara tepilmiştir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Akrilik tepimi

Muflalar, üretici firmanın talimatları doğrultusunda, hidrolik preste (Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Almanya), 2 atmosfer basınç altında, 15 dk boyunca bekletilmiştir. Polimerizasyon esnasında örnekler, mufla kaynatma cihazının (Sistem Dental, Ankara, Türkiye) içine, oda sıcaklığındaki (23°C) suya yerleştirilmiş, daha sonra su 74°C’ye kadar ısıtılmıştır. Bu sıcaklıkta 30 dk bekletildikten sonra, sıcaklık 100°C’ye çıkarılmış ve aynı şekilde 30 dk daha beklenmiştir.

Ardından, muflalar su banyosunda oda sıcaklığına (23°C) ulaşana kadar kendiliğinden soğumaya bırakılmıştır. Mufladan çıkarılan örneklerdeki fazla kısımlar ise bir piyasemen ve tungsten karbid frez kullanılarak temizlenmiştir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Mufladan çıkarılan örnekler

Sonraki aşamada örneklerin deney yapılacak yüzeyleri sırasıyla 800 grenden başlayarak 4000 grene kadar silikon karbid zımparalarla polisaj cihazı (ECOMET polisher/grinder, Buehler, Illinois, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılarak su soğutması altında cilalanmıştır (Darwish ve ark., 2019; Yang ve ark., 2023). Cila işlemi tamamlanan örnekler, % 5'lik sodyum hidroksit solüsyonunda 10 dk ön temizliğe tabi tutulmuş ve 1 saat ultrasonik temizleme yapıldıktan sonra kurutulmuştur (Darwish ve ark., 2019).

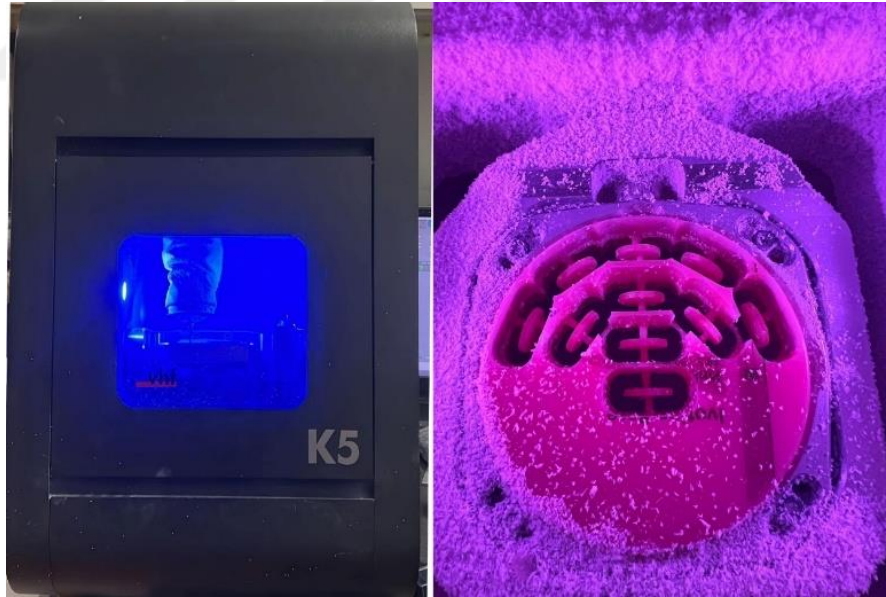
3.1.2. Eksiltmeli Yöntemle Üretim

Yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve *C. albicans* ölçümü için 15 mm çapında, 2 mm kalınlığında; renk ölçümü için ise 10 mm çapında, 3 mm kalınlığında disk şeklinde toplam 160 tane eksiltmeli yöntemle üretilen örnek dizayn edilmiştir. Eksiltmeli yöntemle örneklerin üretiminde, orijinal ve koyu pembe renkte prepolimerize PMMA diskler (Ivotion Base, Pink, US-D, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) kullanılmıştır. (Şekil 3.6.)



Şekil 3.6. Eksiltmeli üretimde kullanılan diskler

Örnekler, 98.5 mm çapında ve 30 mm kalınlığındaki prepolimerize PMMA disklerden (Ivotion Base, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), kazıma cihazı yardımıyla (K5 milling machine, Vhf camfacture AG, Ammerbuch, Germany) frezelenmiştir (Şekil 3.7).



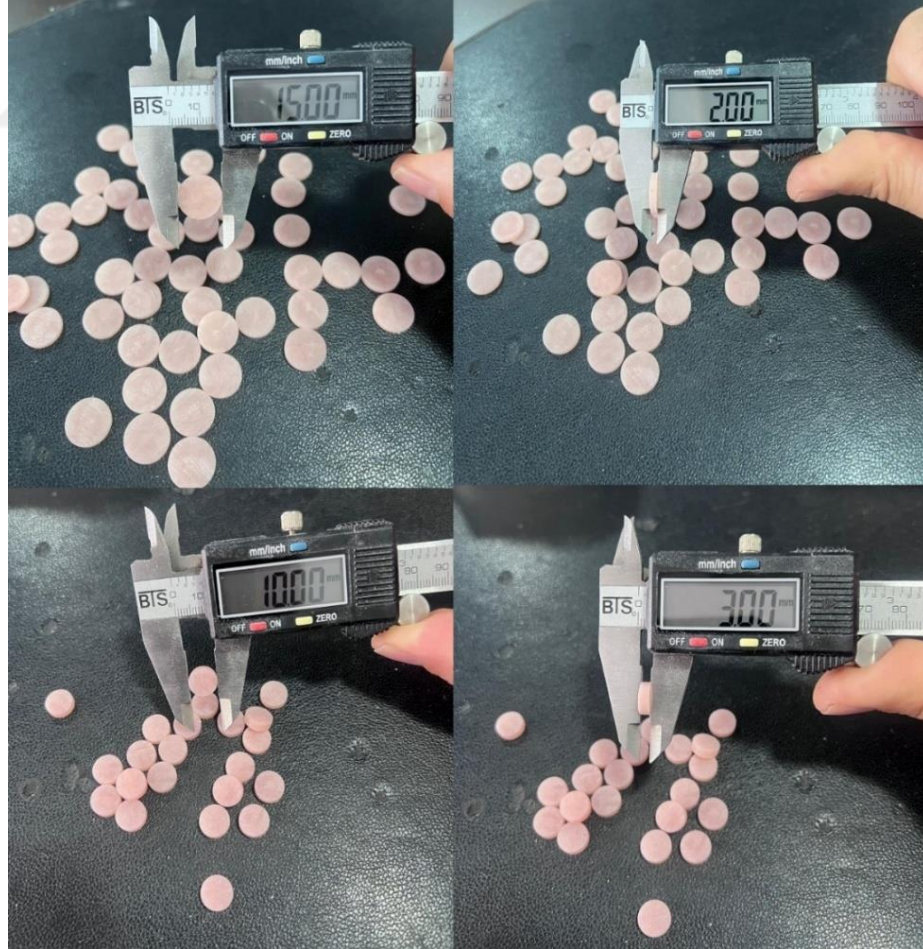
Şekil 3.7. Örneklerin kazınması

Örnekler CAD/CAM’de frezelendikten sonra, örneklerin kenarlarında oluşan fazlalıklar, bir piyasemen ve tungsten karbid frez kullanılarak temizlenmiştir (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8. Örneklerin etrafındaki fazlalıkların uzaklaştırılması

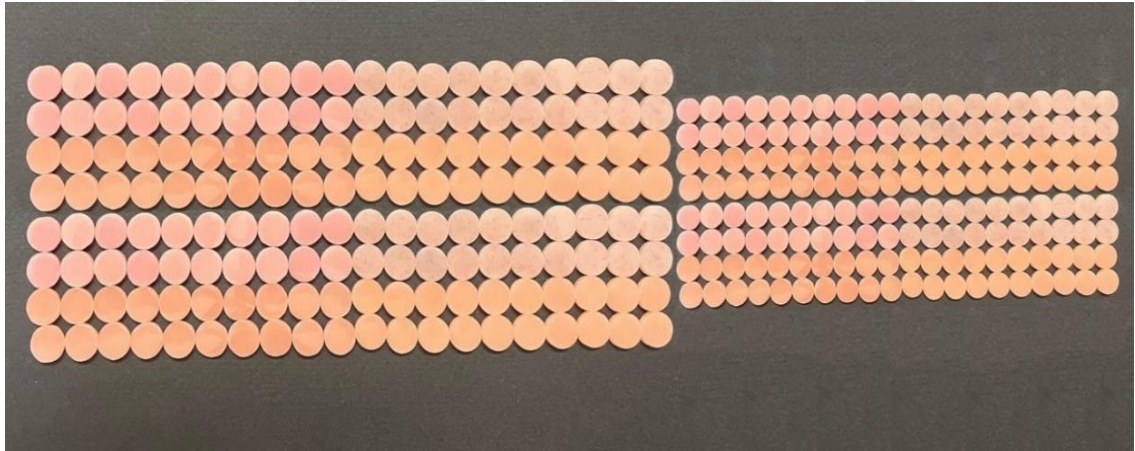
Üretilen örneklerin boyutları, dijital kumpas (BTS Dijital kumpas, 150 x 0.1 mm, Birleşik Krallık) yardımıyla kontrol edilmiştir (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9. Örnek boyutlarının kontrol edilmesi

Sonraki aşamada, örneklerin deney yapılacak yüzeyleri sırasıyla 800 grenden başlayarak 4000 grene kadar silikon karbid zımparalarla polisaj cihazı (ECOMET polisher/grinder, Buehler, Illinois, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılarak, su soğutması altında cilalanmıştır (Darwish ve ark., 2019; Yang ve ark., 2023). Cila işlemi tamamlanan örnekler, % 5'lik sodyum hidroksit solüsyonunda 10 dk ön temizliğe tabi tutulmuş, 1 saat ultrasonik temizleme yapıldıktan sonra kurutulmuştur (Darwish ve ark., 2019).

Çalışma kapsamında, yüzey mikrosertliği, yüzey pürüzlülüğü, *C. albicans* tutulumu testlerinde kullanılmak üzere toplam 160 adet, 15 mm çapında, 2 mm kalınlığında ve renk ölçümünde kullanılmak üzere 160 adet 10 mm çapında, 3 mm kalınlığında disk şeklinde örnek üretilmiştir (Şekil 3.10.).



Şekil 3.10. Çalışma kapsamında üretilen tüm örneklerin görüntüsü

3.2. Örneklerin Yüzeyinin Titanyum Dioksit ile Kaplanması

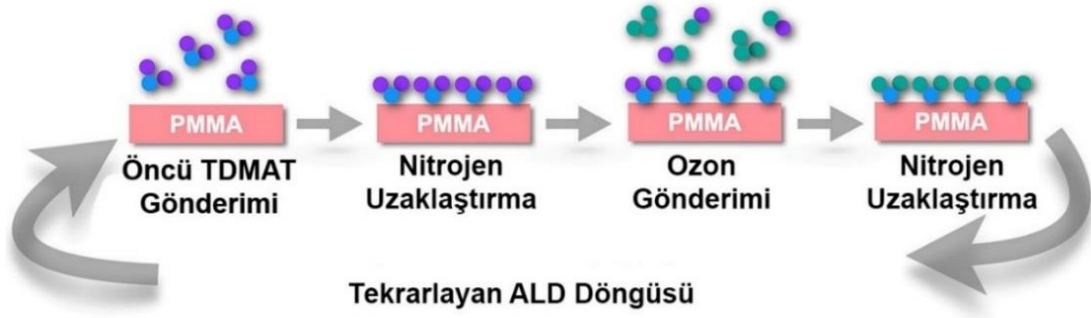
160 adet 15 mm çapında, 2 mm kalınlığında ve 160 adet 10 mm kalınlığında 3 mm çapında geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen örneğin yüzeyleri, ALD yöntemi kullanılarak, nano kalınlıkta TiO_2 ile kaplanmıştır.

TiO₂ film, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen örneklerin üzerine, 70°C’de, özel olarak tasarlanmış bir ALD sistemi (ALD-150LE, Kurt J. Lesker Company, Amerika Birleşik Devletleri) aracılığıyla uygulanmıştır (Şekil 3.11.).



Şekil 3.11. Çalışma kapsamında kullanılan ALD cihazının görüntüsü

TiO₂ filmlerin oluşması için öncül olarak %99.999 tetrakis dimetilamido titanyum (TDMAT) (Alfa Aesar; Thermo Fisher Scientific Chemicals, Inc. Amerika Birleşik Devletleri), oksitleyici olarak ozon ve temizleyici gaz olarak nitrojen kullanılmıştır. Ozon üretmek için bir oksijen haznesi ve bir ultraviyole lambasından oluşan bir ozon jeneratörü kullanılmıştır. TDMAT kaynaktan buharlaştırılmış ve 70°C’de tutulmuştur. Tek bir ALD biriktirme döngüsü; bir öncü darbesi (1 sn), nitrojen uzaklaştırma (15 sn), ozon darbesi (18 sn) ve nitrojen uzaklaştırmadan (15 sn) oluşmuştur. Genel olarak, 300 biriktirme döngüsü, 3 saatte 30 nm film kalınlığını oluşturmuştur (Şekil 3.12.) (Yang ve ark., 2023).



Şekil 3.12. ALD yöntemi ile nano film kaplama süreci adımlarını gösterir şema

Film kalınlığı, örneklerin üzerine ALD işlemi sırasında yerleştirilen bir referans silikon plaka üzerinde spektroskopik elipsometre cihazı (Model M-44; J.A. Woollam Co. Lincoln, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılarak ölçülmüştür (Darwish ve ark., 2019) (Şekil 3.13.).



Şekil 3.13. Çalışmada kullanılan spektroskopik elipsometre cihazının görüntüsü

3.3. Kaplanmış Örneklerin Yüzeyinin X-Işını Fotoelektron Spektroskopi

Analizi

Kaplanmış örneklerin yüzeyinin XPS analizi, XPS cihazı (Kratos AXIS-165, Kratos Analytical Inc. Manchester, Birleşik Krallık) kullanılarak, geniş alan modunda

(1150 μm x 700 μm), AlK α monokromatik anot ile yapılmıştır (Darwish ve ark., 2019) (Şekil 3.14.).



Şekil 3.14. Çalışmada kullanılan XPS cihazının görüntüsü

Numuneler çift taraflı karbon bant kullanılarak, numune tutucuya monte edilmiştir. XPS analizi sırasında, odanın basıncı 10^{-8} torr'dan daha düşük bir seviyede tutulmuştur. Pik analizi için Casa XPS yazılımı (Versiyon 2.3.26, Casa Software Ltd, Birleşik Krallık) kullanılırken, XPS taramasını yeniden çizmek için OriginPro yazılımı (Versiyon 8.5, Origin Lab Corp, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılmıştır. Materyallere karşılık gelen pikler incelenmiş ve bağlanma enerjileri belirlenmiştir. Yüzeyin kimyasal yapısının incelenmesi ile yüzeyin TiO₂ ile başarılı bir şekilde kaplanıp kaplanmadığı belirlenmiştir (Darwish ve ark., 2019).

3.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü

Yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve yüzeyi kaplanmamış tüm örneklerin yüzey pürüzlülüğü, bir kontak profilometre cihazı (MarSurf M 300 C, Mahr GmbH, Göttingen, Almanya) kullanılarak ölçülmüştür. Bir ölçüm, 0.5 mm/s hızla hareket ettirilen ve kesme değeri 0.8 mm olan bir elmas uç ile elde edilmiş ve aritmetik pürüzlülük değerleri (Ra) kaydedilmiştir (Şekil 3.15.) (Kurt ve ark., 2018).



Şekil 3.15. Çalışmada kullanılan yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazının görüntüsü

Her örneğin yüzey pürüzlülük değeri (R_a), yüzeyin üç farklı bölgesinden yapılan ölçümlerin ortalaması alınarak belirlenmiştir (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri

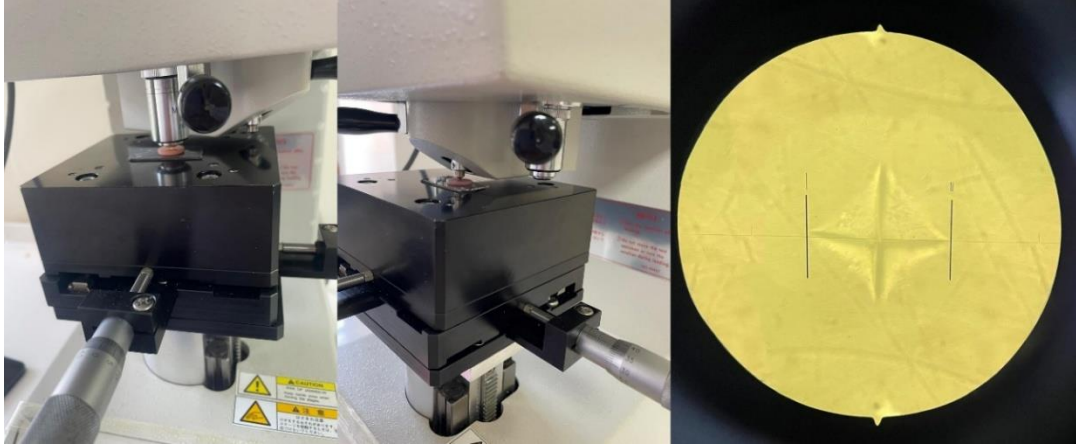
3.5. Örneklerin Yüzey Sertliğinin Ölçümü

Yüzeyi TiO_2 ile kaplanmış ve yüzeyi kaplanmamış tüm örneklerin yüzey sertliği ölçümleri, mikrosertlik cihazı (SHIMADZU HMV-2, Tokyo, Japonya) kullanılarak yapılmıştır (Santi ve ark., 2024) (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. Çalışmada kullanılan yüzey sertliği ölçüm cihazının görüntüsü

Vickers sertlik değerlerini belirlemek için her bir örneğe 2.942 N (300 gram) yük uygulanarak, yüzeyin üç farklı noktasından 30 sn süreyle ölçümler yapılmış ve bu ölçümlerin ortalaması alınmıştır (Santi ve ark., 2024) (Şekil 3.18).



Şekil 3.18. Örneklerin Vickers sertlik ölçümleri

3.6. Örneklerin Renk Ölçümü

Yüzeyi TiO_2 ile kaplanmış ve yüzeyi kaplanmamış tüm örneklerin renk ölçümü, spektrofotometre cihazı (SpectroShade, MHT Optic Research AG, Zürih, İsviçre) ile yapılmıştır (Bayindir & Koseoglu, 2020; Dimitrova ve ark., 2022).



Örneklerin renk farklılık değerleri, aşağıdaki CIEDE2000 formülü kullanılarak belirlenmiştir;

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

Formüldeki, parametrik faktörler olan K_L , K_C ve K_H , “1” olarak ayarlanmıştır (Alp ve ark., 2019).

3.7. Örneklerin Yüzeyindeki *Candida Albicans* Tutulumunun İncelenmesi

Çalışmada, *C. albicans* (ATCC#90028) suşu kullanılmıştır. Örnekler % 96 saf alkolde 2 saat bekletildikten sonra steril saf su ile yıkanmış ve 6 kuyucuklu steril hücre kültürü plaklarına alınmıştır. Daha sonra örneklerin kuruması beklenmiştir. Her bir grup ayrı ayrı olacak şekilde, gruptaki her bir örnek tek başına 6 kuyucuklu hücre kültür plaklarına konulmuştur. Üzerlerine 200 mikrolitre steril yapay tükürük konulduktan sonra 2 saat boyunca 370°C’de aerobik ortamda inkübe edilmiştir (Şekil 3.21).



Şekil 3.21. Hücre kültürü kuyu plaklarına yerleştirilen örneklerin görüntüsü

Önce Sabourraud dextroz broth sıvı besiyerinde 0.5 McFarland eşeli esas alınarak turbidometrik olarak 0.6×10^4 koloni oluşturu birim (CFU/ml) konsantrasyonda olacak şekilde ve ayrıca spektrofotometrik olarak da OD625nm: 0.095 olacak şekilde ayarlanarak hazırlanan *C. albicans* süspansiyonundan 100 mikrolitre olacak şekilde

eklenmiş ve 12 saat aynı koşullarda etüvde biyofilm oluşması için bekletilmiştir. Daha sonra örnekler tek tek steril fosfat tamponlu salin ile nazıkçe 3 kez yıkanmıştır (Şekil 3.22).



Şekil 3.22. Örneklerin yıkanması

Sonraki aşamada örnekler, içerisinde 1 ml steril serum fizyolojik bulunan tüplere konularak sonifikatörde 30 sn süre tutulmuş, 30 sn vortekslenip steril ependorf tüplerde 10^{-1} , 10^{-2} , 10^{-3} olacak şekilde seri sulandırılmaları yapıp her biri ayrı ayrı Sabourraud dextroz agara 100 mikrolitre olarak ekilmiş ve aynı atmosferik koşullarda 24-48 saat inkübe edilmiştir. Üreyen koloniler sayılmış ve sulandırım oranında CFU/ml cinsinden hesaplanmıştır. Mikroorganizma popülasyonundaki azalma, test numunelerine yapışan hücre sayısı ile kontrol numunelerine yapışan hücre sayısı karşılaştırılarak belirlenmiştir (Kurt ve ark., 2018; Sousa ve ark., 2009) (Şekil 3.23).



Şekil 3.23. Kültür aşaması

3.8. Örneklerin SEM Görüntülerinin Elde Edilmesi

Yüzeyi TiO_2 ile kaplanan ve yüzeyi kaplanmayan, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen örneklerin yüzeylerinin SEM görüntüleri, Sakarya Üniversitesi Mühendislik Fakültesi laboratuvarında, SEM cihazı (Tescan, VEGA II, Çek Cumhuriyeti) ile alınmıştır. Geleneksel ve eksiltmeli yöntem gruplarını temsilen seçilen örnekler, belirlenen sıraya uygun şekilde SEM cihazına yerleştirilmiştir. Örnekler, SEM cihazı kullanılarak yaklaşık $\times 500$, $\times 1000$, $\times 2000$, $\times 5000$ ve $\times 10000$ büyütmelemlerde görüntülenmiş ve görüntüler kaydedilmiştir (Şekil 3.24).



Şekil 3.24. Örneklerin SEM görüntülerinin elde edilmesi

3.9. Verilerin İstatistiksel Analizinin Yapılması

Verilerin analizi IBM SPSS (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 27.0. Armonk, NY, IBM Corp., Amerika Birleşik Devletleri) programı kullanılarak yapılmıştır. Bu tez çalışmasında, verilerin normal dağılıma uyup uymadığını değerlendirmek amacıyla öncelikle Shapiro-Wilk testi uygulanmış, ayrıca çarpıklık ve basıklık katsayıları incelenmiştir. Söz konusu değerlerin -1.5 ile +1.5 aralığında olması, dağılımın normal kabul edilmesi için yeterli görülmektedir (Tabachnick & Linda, 2013). Yapılan analizler sonucunda, elde edilen çarpıklık ve basıklık değerlerinin belirtilen sınırların içinde olduğu ve verilerin normal dağılım gösterdiği tespit edilmiştir.

Üç bağımsız değişkenin (kaidenin üretim yöntemi (geleneksel ve eksiltmeli), kaidenin rengi (orijinal pembe ve koyu pembe) ve kaidenin yüzeyinin kaplanma durumu (kaplanmamış ve kaplanmış)), üç bağımlı değişken (yüzey pürüzlülüğü, yüzey mikro sertliği, *C. albicans* sayısı) üzerindeki etkilerini incelemek için bir dizi faktöriyel varyans analizi ($2 \times 2 \times 2$ ANOVA) yapılmıştır. Bağımsız faktörlerin ana etkilerinin yanı sıra iki yönlü ve üç yönlü etkileşimlerini değerlendirmek üzere her bir sonuç değişkeni için ayrı

analizler gerçekleştirilmiştir. Bağımsız değişkenler ikişer adet (geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretim), (orijinal pembe ve koyu pembe renk), (kaidenin yüzeyinin kaplanması ve kaplanmaması) olduğu için faktöriyel varyans analizi sonrası post-hoc karşılaştırma testleri yapılmamıştır.

Kaidelerin yüzey pürüzlülüğü ve *C. albicans* sayıları arasındaki ilişkiyi belirlemek için Pearson korelasyon testi yapılmıştır.

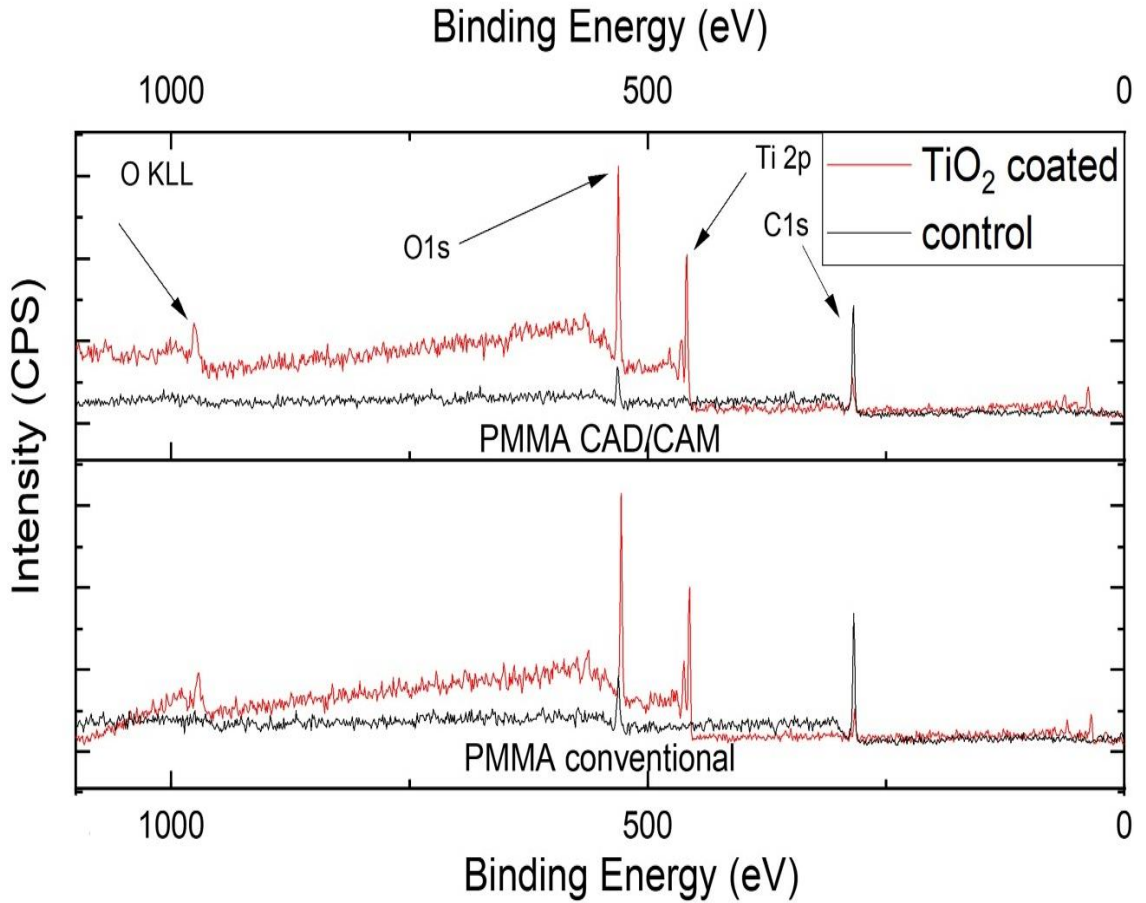
İki bağımsız değişkenin (kaidenin üretim yöntemi (geleneksel ve eksiltmeli) ve kaidenin rengi (orijinal pembe ve koyu pembe)), yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve kaplanmamış örnekler arasındaki renk değişim değerleri (ΔE_{00}) üzerindeki etkilerini incelemek için iki yönlü varyans analizi (two- way ANOVA) yapılmıştır. Bağımsız değişkenler ikişer adet (geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretim), (orijinal pembe ve koyu pembe renk) olduğu için iki yönlü varyans analizi sonrası post-hoc karşılaştırma testleri yapılmamıştır.

Varyansların homojenliği varsayımı Levene testi kullanılarak doğrulanmış ve tüm durumlarda karşılandığı görülmüştür. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $\alpha < 0.05$ olarak belirlenmiştir.

4. BULGULAR

4.1. X-Işını Fotoelektron Spektroskopi Analizi Bulguları

TiO₂ filmleri, ALD tekniği kullanılarak geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyali üzerinde başarıyla uygulanmıştır. Geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve kaplanmamış kaidelerin yüzeyinde bulunan elementleri saptamak amacıyla gerçekleştirilen XPS analizinde elde edilen spektrumda, geleneksel ve eksiltmeli üretimde kullanılan PMMA örneklerden yüzeyi kaplananların yüzeyinde titanyum (Ti) , oksijen (O) pikleri, yüzeyi kaplanmayan örneklerde ise karbon (C) elementlerine karşılık gelen pikler belirlenmiştir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve kaplanmamış kaide materyallerinin XPS spektrum görüntüleri

Yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve yüzeyi kaplanmamış örneklerin yüzeyindeki C,O ve Ti'un atomik yüzdeleri hesaplanmıştır. Yüzeyi kaplanmamış örneklerde, eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyalindeki C yüzdesi, geleneksel yöntemle üretilenden daha yüksek, O yüzdesi ise daha düşük bulunmuştur. Yüzeyi kaplanmamış örneklerin yüzeyinde Ti bulunmamıştır. Yüzeyi kaplanmış örneklerdeki O yüzdesi, yüzeyi kaplanmamışlardan daha yüksek, C yüzdesi ise daha düşük bulunmuştur. Yüzeyi kaplanmış örneklerde, eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyalindeki C ve O yüzdesi, geleneksel yöntemle üretilenden daha yüksek, Ti yüzdesi daha düşük bulunmuştur (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Örnek yüzeyinde belirlenen C, O ve Ti'un atomik yüzdeleri

	C	O	Ti
Geleneksel Yöntemle Üretilen Yüzeyi Kaplanmamış Kaide	78.67	21.33	-
Eksiltmeli Yöntemle Üretilen Yüzeyi Kaplanmamış Kaide	87.93	12.07	-
Geleneksel Yöntemle Üretilen Yüzeyi Kaplanmış Kaide	22.73	55.58	21.69
Eksiltmeli Yöntemle Üretilen Yüzeyi Kaplanmış Kaide	31.36	57.55	11.09

4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Tez çalışması kapsamında, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve yüzeyi kaplanmamış, orijinal ve koyu pembe renkteki, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen tüm çalışma gruplarının yüzey pürüzlülükleri ölçülmüştür. En yüksek yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri orijinal ve koyu pembe renkli, yüzeyi kaplanmamış, geleneksel yöntemle üretilen kaide materyallerinde görülürken (0.233 ± 0.02 ve 0.232 ± 0.01 μm), en düşük Ra değerleri orijinal ve koyu pembe renkte, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış, eksiltmeli yöntemle üretilen kaidelerde bulunmuştur (0.114 ± 0.01 ve 0.113 ± 0.01 μm) (Tablo 4.2.).

Tablo 4.2. Tüm grupların Ra (μm) değerleri sonuçları

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1	0.22	0.25	0.233	0.02
Grup 2	0.22	0.25	0.232	0.01
Grup 3	0.13	0.14	0.139	0.01
Grup 4	0.13	0.14	0.138	0.01
Grup 5	0.21	0.22	0.216	0.01
Grup 6	0.21	0.23	0.217	0.02
Grup 7	0.11	0.12	0.114	0.01
Grup 8	0.11	0.12	0.113	0.01

Faktöriyel ANOVA sonuçlarına göre, kaide materyalinin üretim şekli, yüzey pürüzlülüğünü anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.3.). Eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ($0.165\pm 0.01 \mu\text{m}$), geleneksel yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalamasından ($0.186\pm 0.01 \mu\text{m}$) daha düşük bulunmuştur.

Kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, yüzey pürüzlülüğünü anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.3.). Yüzeyi TiO_2 ile kaplanan kaide materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ($0.126\pm 0.01 \mu\text{m}$), yüzeyi kaplanmayan kaide materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülüğünden ($0.225\pm 0.01 \mu\text{m}$) daha düşük bulunmuştur.

Ayrıca, kaide materyalinin üretim şekli ve yüzeyinin kaplanma durumu ikili olarak, yüzey pürüzlülüğünü anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.3.).

Kaide materyalinin rengi tek başına ($p=0.749$), kaidenin üretim şekli ($p=0.402$) ile ikili, kaide yüzeyinin kaplanma durumu ($p=0.493$) ile ikili, kaidenin üretim şekli ve kaide yüzeyinin kaplanma durumu ile birlikte üçlü olarak ($p=0.493$), yüzey pürüzlülüğünü anlamlı şekilde etkilememiştir. Farklı renkteki kaide materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (Tablo 4.3.).

Tablo 4.3. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin yapılan faktöriyel ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Kaidenin Üretim Şekli	0.016	1	0.16	612.737	0.000
Kaidenin Rengi	2.756	1	2.756	0.103	0.749
Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	0.388	1	0.388	14483.401	0.000
Kaidenin Üretim Şekli * Kaidenin Rengi	1.891	1	1.891	0.705	0.402
Kaidenin Üretim Şekli* Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	0.001	1	0.001	25.858	0.000
Kaidenin Rengi * Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	1.266	1	1.266	0.472	0.493
Kaidenin Üretim Şekli *Kaidenin Rengi *Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	1.266	1	1.266	0.472	0.493

4.3. Yüzey Sertliği Bulguları

Tez çalışması kapsamında, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve yüzeyi kaplanmamış, orijinal ve koyu pembe renkteki, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen tüm çalışma gruplarının yüzey sertlik değerleri ölçülmüştür. Elde edilen VHN değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek yüzey sertliği değerleri orijinal ve koyu pembe renkli, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış, eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinde görülürken (61.66 ± 0.7 ve 61.75 ± 0.6 VHN), en düşük değerler orijinal ve koyu pembe renkte, yüzeyi kaplanmamış, geleneksel yöntemle üretilen kaidelerde (40.08 ± 0.3 ve 40.05 ± 0.4 VHN) bulunmuştur (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Tüm grupların VHN değerleri sonuçları

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1	39.40	40.70	40.08	0.3
Grup 2	39.30	40.90	40.05	0.4
Grup 3	51.30	52.50	51.89	0.4
Grup 4	51.50	52.40	51.96	0.3
Grup 5	46.80	47.90	47.42	0.2
Grup 6	46.40	47.80	47.36	0.4
Grup 7	60.90	62.20	61.66	0.7
Grup 8	61.10	62.40	61.75	0.6

Faktöriyel ANOVA sonuçlarına göre, kaide materyalinin üretim şekli, yüzey sertliğini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.5.). Eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalama yüzey sertlik değerleri (54.57 ± 0.5 VHN), geleneksel yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalamasından (45.99 ± 0.4 VHN) daha yüksek bulunmuştur.

Kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, yüzey sertliğini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.5.). Yüzeyi TiO_2 ile kaplanan kaide materyallerinin ortalama yüzey sertlik değerleri (56.84 ± 0.4 VHN), yüzeyi kaplanmayan kaide materyallerinin ortalama yüzey sertliğinden (43.73 ± 0.4 VHN) daha yüksek bulunmuştur.

Ayrıca, kaide materyalinin üretim şekli ve yüzeyinin kaplanma durumu ikili olarak, yüzey sertliğini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.5.).

Kaide materyalinin rengi tek başına ($p=0.441$), kaidenin üretim şekli ($p=0.723$) ile ikili, kaide yüzeyinin kaplanma durumu ($p=0.129$) ile ikili, kaidenin üretim şekli ve kaide yüzeyinin kaplanma durumu ile birlikte üçlü olarak ($p=0.492$), yüzey sertliğini anlamlı şekilde etkilememiştir. Farklı renkteki kaide materyallerinin ortalama yüzey sertlik değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (Tablo 4.5.).

Tablo 4.5. Örneklerin yüzey sertliği değerlerine ilişkin yapılan faktöriyel ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Kaidenin Üretim Şekli	2943.798	1	2943.798	20541.112	0.000
Kaidenin Rengi	0.086	1	0.086	0.597	0.441
Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	6873.573	1	6873.573	47962.132	0.000
Kaidenin Üretim Şekli * Kaidenin Rengi	0.018	1	0.018	0.126	0.723
Kaidenin Üretim Şekli* Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	63.378	1	63.378	442.237	0.000
Kaidenin Rengi * Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	0.333	1	0.333	2.324	0.129
Kaidenin Üretim Şekli *Kaidenin Rengi *Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	0.068	1	0.068	0.475	0.492

4.4. Renk Ölçüm Bulguları

4.4.1. L* Değerleri

Tez çalışması kapsamında, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve yüzeyi kaplanmamış, orijinal ve koyu pembe renkteki, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen tüm çalışma gruplarının L* değerleri ölçülmüştür. Tez çalışmasında, en yüksek L* değerleri, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış, orijinal pembe renkte, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyalinde (66.36 ± 0.15 ve 66.35 ± 0.13) görülürken, en düşük L* değerleri, yüzeyi kaplanmamış, koyu pembe renkli, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyalinde (60.05 ± 0.11 ve 60.08 ± 0.11) görülmüştür (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Tüm grupların L* değerleri sonuçları

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1	62.80	63.20	62.98	0.13
Grup 2	59.80	60.20	60.05	0.11
Grup 3	66.10	66.60	66.36	0.15
Grup 4	63.20	63.53	63.48	0.07
Grup 5	62.77	63.16	62.96	0.13
Grup 6	59.82	60.24	60.08	0.11
Grup 7	66.17	66.57	66.35	0.13
Grup 8	63.23	63.56	63.51	0.11

Faktöriyel ANOVA sonuçlarına göre, kaide materyalinin üretim şekli, tek başına ($p=0.734$), kaidenin rengi ile ikili ($p=0.197$), yüzeyin kaplanma durumu ile ikili ($p=0.734$), kaidenin rengi ve yüzeyin kaplanma durumu ile üçlü ($p=0.734$) olarak, L* değerlerini anlamlı şekilde etkilememiştir. Geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalama L* değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (Tablo 4.7).

Kaide materyalinin rengi, L* değerlerini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.7.). Orijinal pembe renkteki kaidelerin ortalama L* değerleri (64.66 ± 0.01), koyu pembe renktekilerden (61.78 ± 0.02) daha yüksek bulunmuştur.

Kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, L* değerlerini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.7). Yüzeyi TiO_2 ile kaplanan kaide materyallerinin ortalama L* değerleri (64.93 ± 0.02), yüzeyi kaplanmayan kaide materyallerinin ortalama L* değerlerinden (61.52 ± 0.02) daha yüksek bulunmuştur.

Ayrıca, kaidenin rengi ve kaide yüzeyinin kaplanma durumu ikili olarak, L* değerlerini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Örneklerin L* değerlerine ilişkin yapılan faktöriyel ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Kaidenin Üretim Şekli	0.002	1	0.002	0.116	0.734
Kaidenin Rengi	332.179	1	332.179	24670.076	0.000
Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	465.329	1	465.329	34558.720	0.000
Kaidenin Üretim Şekli * Kaidenin Rengi	0.023	1	0.023	1.676	0.197
Kaidenin Üretim Şekli* Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	0.002	1	0.002	0.116	0.734
Kaidenin Rengi * Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	0.689	1	0.689	44.296	0.000
Kaidenin Üretim Şekli *Kaidenin Rengi *Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	0.002	1	0.002	0.116	0.734

4.4.2. a* Değerleri

Tez çalışmasında, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve kaplanmamış, orijinal ve koyu pembe, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen tüm çalışma gruplarının a*, değerleri ölçülmüştür. En yüksek a* değerleri, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış, orijinal pembe, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaidelerde (29.79± 0.13 ve 29.76± 0.13), en düşük değerler, koyu pembe, yüzeyi kaplanmamış, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyalinde (25.05± 0.11 ve 25.08± 0.12) görülmüştür (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Tüm grupların a* değerleri sonuçları

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1	27.80	28.20	27.98	0.12
Grup 2	24.80	25.20	25.05	0.11
Grup 3	29.60	30.00	29.79	0.13
Grup 4	26.70	27.10	26.95	0.11
Grup 5	27.74	28.17	27.94	0.13
Grup 6	24.83	25.23	25.08	0.12
Grup 7	29.57	29.97	29.76	0.13
Grup 8	26.72	27.14	27.03	0.11

Faktöriyel ANOVA sonuçlarına göre, kaide materyalinin üretim şekli, tek başına ($p=0.897$), kaidenin rengi ile ikili ($p=0.093$), yüzeyin kaplanma durumu ile ikili ($p=0.897$), kaidenin rengi ve yüzeyin kaplanma durumu ile üçlü ($p=0.897$) olarak, a^* değerlerini anlamlı şekilde etkilememiştir. Geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalama a^* değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (Tablo 4.9).

Kaide materyalinin rengi, a^* değerlerini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.9.). Orijinal pembe renkteki kaidelerin ortalama a^* değerleri (28.87 ± 0.01), koyu pembe renktekilerden (26.02 ± 0.02) daha yüksek bulunmuştur.

Kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, a^* değerlerini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.9.). Yüzeyi TiO_2 ile kaplanan kaide materyallerinin ortalama a^* değerleri (28.37 ± 0.02), yüzeyi kaplanmayan kaide materyallerinin ortalama a^* değerlerinden (26.52 ± 0.02) daha yüksek bulunmuştur.

Ayrıca, kaidenin rengi ve kaide yüzeyinin kaplanma durumu ikili olarak, a^* değerlerini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.9.).

Tablo 4.9. Örneklerin a^* değerlerine ilişkin yapılan faktöriyel ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Kaidenin Üretim Şekli	0.002	1	0.002	0.017	0.897
Kaidenin Rengi	325.470	1	325.470	21979.509	0.000
Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	137.270	1	137.270	9270.072	0.000
Kaidenin Üretim Şekli * Kaidenin Rengi	0.042	1	0.042	2.853	0.093
Kaidenin Üretim Şekli* Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	0.002	1	0.002	0.017	0.897
Kaidenin Rengi * Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	0.790	1	0.790	46.095	0.000
Kaidenin Üretim Şekli *Kaidenin Rengi *Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	0.002	1	0.002	0.017	0.897

4.4.3. b* Değerleri

Tez çalışması kapsamında, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve yüzeyi kaplanmamış, orijinal ve koyu pembe renkteki, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen tüm çalışma gruplarının b* değerleri ölçülmüştür. Tez çalışmasında, en yüksek b* değerleri, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış, orijinal pembe renkte, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyalinde (13.50 ± 0.02 ve 13.51 ± 0.02) görülürken, en düşük b* değerleri, koyu pembe renkli, yüzeyi kaplanmamış, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyalinde (11.50 ± 0.02 ve 11.49 ± 0.02) görülmüştür (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Tüm grupların b* değerleri sonuçları

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1	11.76	11.84	11.80	0.02
Grup 2	11.46	11.54	11.50	0.02
Grup 3	13.45	13.55	13.50	0.02
Grup 4	13.16	13.24	13.20	0.02
Grup 5	11.77	11.85	11.81	0.01
Grup 6	11.47	11.56	11.49	0.02
Grup 7	13.46	13.55	13.51	0.02
Grup 8	13.15	13.23	13.22	0.02

Faktöriyel ANOVA testi sonuçlarına göre, kaide materyalinin üretim şekli, tek başına ($p=0.469$), kaidenin rengi ile ikili ($p=0.165$), yüzeyin kaplanma durumu ile ikili ($p=0.469$), kaidenin rengi ve yüzeyin kaplanma durumu ile üçlü ($p=0.469$) olarak, b* değerlerini anlamlı şekilde etkilememiştir. Geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalama b* değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (Tablo 4.11.).

Kaide materyalinin rengi, b* değerlerini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.11.). Orijinal pembe renkteki kaidelerin ortalama b* değerleri (12.66 ± 0.01), koyu pembe renktekilerden (12.35 ± 0.01) daha büyük bulunmuştur.

Kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, b* değerlerini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.11.). Yüzeyi TiO₂ ile kaplanan kaide materyallerinin ortalama b* değerleri (13.34 ± 0.02), yüzeyi kaplanmayan kaide materyallerinin ortalama b* değerlerinden (11.65 ± 0.01) daha yüksek bulunmuştur.

Kaidenin rengi ve kaide yüzeyinin kaplanma durumu ikili olarak, b* değerlerini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Örneklerin b* değerlerine ilişkin yapılan faktöriyel ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Kaidenin Üretim Şekli	0.000	1	0.000	0.528	0.469
Kaidenin Rengi	3.660	1	3.660	7727.194	0.000
Kaide Yüzeyinin Kapanma Durumu	115.260	1	115.260	243327.194	0.000
Kaidenin Üretim Şekli * Kaidenin Rengi	0.001	1	0.001	1.516	0.165
Kaidenin Üretim Şekli* Kaide Yüzeyinin Kapanma Durumu	0.000	1	0.000	0.528	0.469
Kaidenin Rengi * Kaide Yüzeyinin Kapanma Durumu	0.202	1	0.202	4.750	0.000
Kaidenin Üretim Şekli *Kaidenin Rengi *Kaide Yüzeyinin Kapanma Durumu	0.000	1	0.000	0.528	0.469

4.4.4. Delta E Değerleri

Tez çalışması kapsamında, tüm gruptaki L*, a*, b* değerleri elde edildikten sonra, orijinal ve koyu pembe renkteki, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaidelerin her birinde, TiO₂ ile kaplanmış ve kaplanmamış örnekler arasındaki renk farklılığı (ΔE_{00}) değerleri hesaplanmıştır.

Hem geleneksel yöntemle hem de eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinde, koyu pembe renkteki kaide materyallerinin ΔE_{00} değerleri (3.156 ± 0.01)

ve 3.158 ± 0.01), orijinal pembe renkteki kaide materyallerinin ΔE_{00} değerlerinden (3.022 ± 0.01 ve 3.023 ± 0.01) daha büyük bulunmuştur (Tablo 4.12).

Tablo 4.12. Yüzeyi kaplanmış ve kaplanmamış örnekler arasındaki ΔE_{00} değerleri

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Orijinal pembe renkte, geleneksel yöntemle üretilen kaide	3.012	3.041	3.022	0.01
Koyu pembe renkte, geleneksel yöntemle üretilen kaide	3.152	3.158	3.156	0.01
Orijinal pembe renkte, eksiltmeli yöntemle üretilen kaide	3.012	3.042	3.023	0.01
Koyu pembe renkte, eksiltmeli yöntemle üretilen kaide	3.155	3.161	3.158	0.01

Kaide materyalinin üretim şekli, tek başına ($p=0.289$), ve kaidenin rengi ile ikili ($p=0.595$) olarak ΔE_{00} değerlerini anlamlı şekilde etkilememiştir. Eksiltmeli ve geleneksel yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalama ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (Tablo 4.13.).

Kaide materyalinin rengi, ΔE_{00} değerlerini anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.13.). Koyu pembe renkteki kaidelerin ortalama ΔE_{00} değerleri (3.157 ± 0.01), orijinal pembe renktekilerden (3.022 ± 0.01) daha büyük bulunmuştur.

Tablo 4.13. Yüzeyi kaplanmış ve kaplanmamış örnekler arasındaki ΔE_{00} değerlerine ilişkin yapılan iki yönlü ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Kaidenin Üretim Şekli	8.000	1	8.000	1.140	0.289
Kaidenin Rengi	0.359	1	0.359	5118.740	0.000
Kaidenin Üretim Şekli * Kaidenin Rengi	2.000	1	2.000	0.285	0.595

4.5. *Candida Albicans* Sayısı

Tez çalışması kapsamında, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve yüzeyi kaplanmamış, orijinal ve koyu pembe renkteki, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen tüm çalışma gruplarının yüzeyindeki *C. albicans* sayıları CFU/ml ($\times 10^4$) cinsinden ölçülmüştür.

Yüzeydeki en yüksek *C. albicans* sayıları orijinal ve koyu pembe renkli, yüzeyi kaplanmamış, geleneksel yöntemle üretilen kaide materyallerinde görülürken ($7.61 \pm 0.04 \times 10^4$ ve $7.60 \pm 0.03 \times 10^4$ CFU/ml), en düşük *C. albicans* sayıları, orijinal ve koyu pembe renkte, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış, eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinde bulunmuştur ($2.30 \pm 0.02 \times 10^4$ ve $2.29 \pm 0.02 \times 10^4$ CFU/ml) (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. Tüm grupların yüzeyindeki *Candida albicans* sayıları (CFU/ml ($\times 10^4$))

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1	7.54	7.67	7.61	0.04
Grup 2	7.56	7.68	7.60	0.03
Grup 3	2.91	3.05	2.97	0.02
Grup 4	2.90	3.02	2.96	0.03
Grup 5	5.98	6.09	6.05	0.03
Grup 6	6.00	6.10	6.06	0.04
Grup 7	2.24	2.37	2.30	0.02
Grup 8	2.21	2.36	2.29	0.02

Faktöriyel ANOVA testi sonuçlarına göre, kaide materyalinin üretim şekli, yüzeydeki *C. albicans* sayısını anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.15.). Eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin yüzeyindeki ortalama *C. albicans* sayısı ($4.17 \pm 0.04 \times 10^4$ CFU/ml), geleneksel yöntemle üretilen kaide materyallerinin yüzeyindeki ortalama *C. albicans* sayısından ($5.28 \pm 0.04 \times 10^4$ CFU/ml) daha az bulunmuştur.

Kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, yüzeydeki *C. albicans* sayısını anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.15.). Yüzeyi TiO_2 ile kaplanan kaide materyallerinin yüzeyindeki ortalama *C. albicans* sayısı ($2.63 \pm 0.03 \times 10^4$ CFU/ml), yüzeyi kaplanmayan kaide materyallerinin yüzeyindeki ortalama *C. albicans* sayısından ($6.83 \pm 0.04 \times 10^4$ CFU/ml) daha az bulunmuştur.

Geleneksel ısıyla polimerize olan PMMA kaide materyallerinin yüzeyindeki *C. albicans* sayıları karşılaştırıldığında, yüzeyleri TiO_2 ile kaplanan örneklerin yüzeyindeki *C. albicans* sayılarının (2.96 ± 0.4 CFU), yüzeyi kaplanmayan örneklerin yüzeyindeki *C. albicans* sayılarından (7.60 ± 0.4 CFU), % 61.1 oranında daha az olduğu belirlenmiştir. Eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin yüzeyindeki *C. albicans* sayıları karşılaştırıldığında, yüzeyleri TiO_2 ile kaplanan örneklerin yüzeyindeki *C. albicans* sayılarının (2.29 ± 0.4 CFU), yüzeyi kaplanmayan örneklerin yüzeyindeki *C. albicans* sayılarından (6.06 ± 0.3 CFU), % 62.2 oranında daha az olduğu belirlenmiştir.

Kaide materyalinin üretim şekli ve yüzeyinin kaplanma durumu, yüzeydeki *C. albicans* sayısını ikili olarak, anlamlı şekilde etkilemiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.15.).

Kaide materyalinin rengi tek başına ($p=0.395$), kaidenin üretim şekli ($p=0.395$) ile ikili, kaide yüzeyinin kaplanma durumu ($p=0.395$) ile ikili, kaidenin üretim şekli ve kaide yüzeyinin kaplanma durumu ile birlikte üçlü olarak ($p=0.395$), yüzeydeki *C. albicans* sayısını

anlamlı şekilde etkilememiştir. Farklı renkteki kaide materyallerinin yüzeylerindeki ortalama *C. albicans* sayıları arasında anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 4.15.).

Tablo 4.15. Örneklerin yüzeyindeki *Candida albicans* sayılarına ilişkin yapılan faktöriyel ANOVA sonuçları

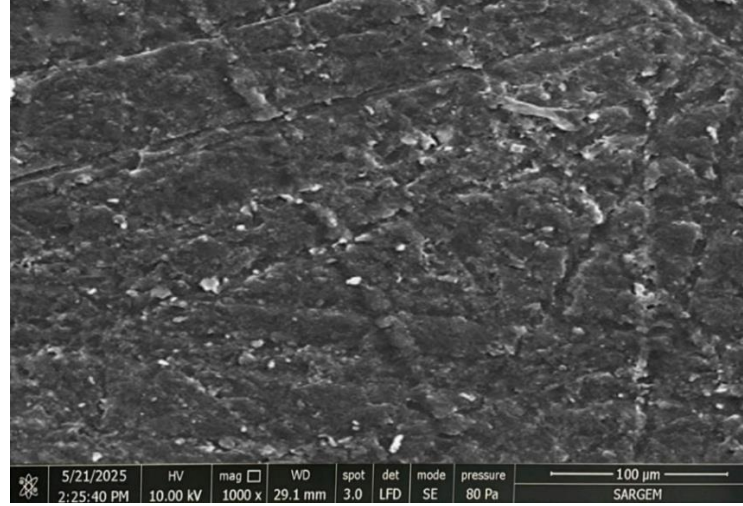
Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Kaidenin Üretim Şekli	49.217	1	49.217	35878.606	0.000
Kaidenin Rengi	0.001	1	0.001	0.729	0.395
Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	706.692	1	706.692	515165.931	0.000
Kaidenin Üretim Şekli * Kaidenin Rengi	0.001	1	0.001	0.729	0.395
Kaidenin Üretim Şekli* Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	7.630	1	7.630	5562.148	0.000
Kaidenin Rengi * Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	0.001	1	0.001	0.729	0.395
Kaidenin Üretim Şekli *Kaidenin Rengi *Kaide Yüzeyinin Kaplanma Durumu	0.001	1	0.001	0.729	0.395

Tez çalışması kapsamında ayrıca, kaidelerin ortalama yüzey pürüzlülüğü ile yüzeylerindeki ortalama *C. albicans* sayıları arasındaki ilişki Pearson korelasyon testi ile incelenmiştir. Test sonuçlarına göre, kaidelerin yüzey pürüzlülüğü ile yüzeylerindeki *C. albicans* sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı, pozitif yönde ilişki olduğu belirlenmiştir ($p<0.001$, $r=0.983$).

4.6. SEM Analizi Sonuçları

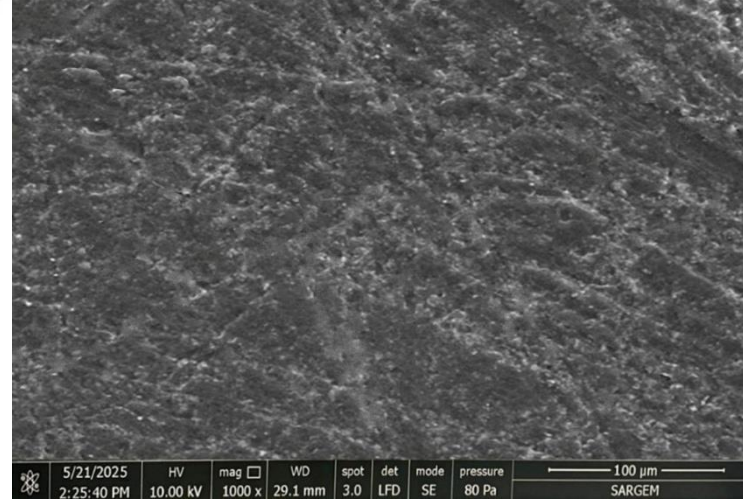
Tez çalışması kapsamında, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve yüzeyi kaplanmamış, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin yüzeyleri SEM analizi ile incelenmiştir.

SEM analizi sonuçlarına göre, yüzeyi kaplanmamış geleneksel yöntemle üretilen kaide materyalinin yüzeyinde irregüler alanlar gözlenmektedir (Şekil 4.2.).



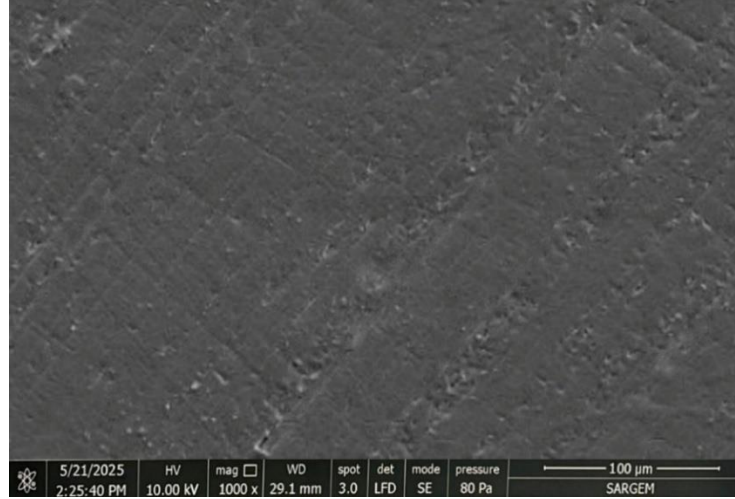
Şekil 4.2. Yüzeyi kaplanmamış, geleneksel ısıyla polimerize olan PMMA kaide materyalinin x1000 SEM görüntüsü

SEM analizi sonuçlarına göre, yüzeyi kaplanmamış eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyalinin yüzeyinde, yüzeyi kaplanmamış geleneksel kaide materyalinin yüzeyine göre daha az irregüler alanlar gözlenmektedir (Şekil 4.3.).



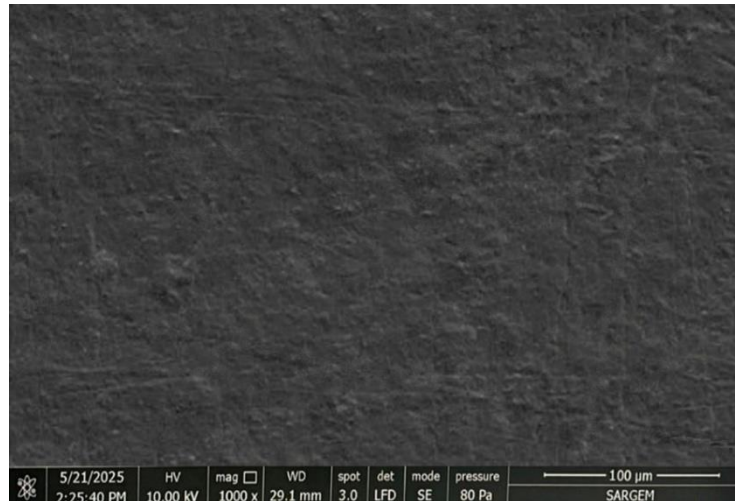
Şekil 4.3. Yüzeyi kaplanmamış, eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan PMMA bazlı kaide materyalinin x1000 SEM görüntüsü

SEM analizi sonuçlarına göre, yüzeyi TiO_2 ile kaplanmış geleneksel yöntemle üretilen kaide materyalinin yüzeyinde, yüzeyi kaplanmamış geleneksel kaideye göre daha az irregüler alanlar gözlenmektedir (Şekil 4.4.).



Şekil 4.4. Yüzeyi kaplanmış, geleneksel ısıyla polimerize olan PMMA kaide materyalinin x1000 SEM görüntüsü

SEM analizi sonuçlarına göre, yüzeyi TiO_2 ile kaplanmış eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyalinin yüzeyinde, yüzeyi kaplanmamış eksiltmeli yöntemle üretilen kaideye göre daha az irregüler alanlar gözlenmektedir. Ayrıca, yüzeyi TiO_2 ile kaplanmış eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyalinin yüzeyinde, yüzeyi TiO_2 ile kaplanmış geleneksel yöntemle üretilen PMMA'ya göre daha az irregüler alanlar gözlenmektedir (Şekil 4.5).



Şekil 4.5. Yüzeyi kaplanmış, eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan PMMA bazlı kaide materyalinin x1000 SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Mevcut tez çalışmasında, yüzeyi TiO₂ ile kaplanan ve kaplanmayan, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin, yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği, renk değişim değerleri ve yüzeylerindeki *C. albicans* tutulumu incelenmiştir. Çalışma, ALD yöntemi ile yüzeyin TiO₂ ile kaplanmasının, eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin hem yüzey özelliklerine hem renk değişimine, hem de yüzeyindeki mikrobiyal tutulumuna etkisini araştıran ilk araştırma olduğundan, ilgili alandaki mevcut bilgi birikimini geliştirmeye katkıda bulunmaktadır. Elde edilen bulgular, ALD yöntemi ile kaide yüzeyinin TiO₂ ile kaplanmasının klinik kullanımını önerme açısından önem kazanmaktadır. Çalışma sonucunda, yüzeyi TiO₂ ile kaplanan ve kaplanmayan, geleneksel ve eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğünde, yüzey mikrosertliğinde, renk değerlerinde ve yüzeylerindeki *C. albicans* sayılarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğundan çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Hareketli protez uygulamalarında, kaide materyali olarak sıklıkla, geleneksel ısıyla polimerize olan PMMA esaslı rezinler tercih edilmektedir (Ayman, 2017). PMMA esaslı geleneksel kaide materyallerinin, bitim ve polisaj işlemlerinin kolaylığı, yüksek maliyetli ekipman gerektirmemeleri ve estetik beklentileri karşılamaları gibi avantajları vardır (Al-Dwairi ve ark., 2019; Alp ve ark., 2019). Bununla birlikte, düşük kırılma direnci (Karci ve ark., 2019), artık monomer salınımı, zamanla oluşabilen boyutsal değişiklikler, bakteriyel birikime açık yüzey yapısı ve yapım sürecinde çok sayıda randevu gereksinimi gibi bazı dezavantajlara sahiptirler (Ayman, 2017). Bu sınırlamalar, yeni polimerlerin geliştirilmesine ve CAD/CAM gibi dijital üretim tekniklerinin hareketli protez yapımında kullanımına zemin hazırlamıştır (Shinawi, 2017).

CAD/CAM teknolojilerinden olan eksiltmeli üretim yönteminde kullanılan prepolimerize akrilik rezinler, geleneksel yöntemlerle hazırlanan hareketli protez

kaidelerine kıyasla çeşitli avantajlar sunmaktadır. Bu materyaller, daha düşük seviyede artık monomer içermeleri, daha yüksek mekanik dayanıklılık göstermeleri, polimerizasyon büzülmesinin azalması, *C. albicans*'ın protez kaidesine tutunmasının azalması ve protezin dokuya uyumunun optimize edilmesi gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca, hareketli protez yapımı esnasında, klinik seans sayısındaki azalma, özellikle geriatrik hasta grubunda tedavi sürecini kolaylaştırmaktadır. Dijital ortamda saklanan hasta verileri sayesinde de, protezlerin yeniden üretimi hızlı ve etkili bir biçimde gerçekleştirilebilmektedir. Yapılan klinik çalışmalar bu yöntemin tam protez uygulamalarında yüksek düzeyde standardizasyon sağladığını ortaya koymaktadır (Bidra ve ark., 2013). Ancak, yüksek maliyetli olması ve üretim sürecinde özel ekipman ile dijital diş hekimliği eğitimi almış personel ihtiyacını doğurması, dijital üretim yöntemlerinin dezavantajları arasında yer alır (Marinello & Brugger, 2021).

Kaide materyallerinin klinik performansını artırmak amacıyla, antimikrobiyal etkili, biyouyumlu, yüksek korozyon direncine ve kimyasal stabiliteye sahip, kırılma indisi yüksek bir materyal olan TiO_2 partiküllerinden yararlanılmaktadır. Nano yapılı bu partiküllerin akrilik rezinle birleştirilmesi sonucunda, biyolojik ortamla materyal arasındaki ara yüzde homojen olmayan bir dağılım gözlenmekte; bu durum, yüzeyde düzgün bir TiO_2 tabakasının oluşmasını engellemektedir. Bu sorunu aşmak amacıyla, yüzey kaplama yöntemleri tercih edilmekte ve böylece nano materyallerin protez ile doku arasındaki yüzeyde işlevselliği artmaktadır. Yüzey kaplama tekniklerinden olan ALD yöntemi ile, diş hekimliğinde kullanılan gözenekli ve karmaşık mikro yapıların üzerine, birkaç nm kalınlığında, uniform ve konformal ince film kaplamalar uygulanmaktadır (Darwish ve ark., 2019).

ALD yöntemi ile ince film üretiminde genellikle çinko oksit, TiO_2 ve alüminyum oksit gibi bileşikler kullanılmaktadır (Gönüllü & Ateş, 2019). Bu yöntemde film birikimi,

çoğunlukla 200 °C ile 400 °C arasındaki sıcaklıklarda gerçekleşmektedir. Söz konusu sıcaklık aralığı, ALD işlemi için ideal koşulları sağlayan ve "ALD pencere aralığı" olarak adlandırılan bölgeyi temsil etmektedir. Bu aralığın dışında kalan sıcaklıklarda, ALD ile kaplama esnasında istenmeyen etkiler meydana gelmektedir. Örneğin, düşük sıcaklıklarda yüzey reaksiyonlarının aktive olabilmesi için yeterli enerji sağlanamayabilir; bu durumda kendiliğinden sınırlı yüzey reaksiyonları yerine fiziksel adsorpsiyon ön plana çıkmakta ve süreç, ALD'nin temel prensiplerinden sapabilmektedir. Öte yandan, yüksek sıcaklıklarda öncül maddelerin termal bozunumu sonucu oluşan gaz fazı reaksiyonları, kimyasal buhar biriktirme benzeri mekanizmaları tetikleyerek film birikim sürecini kontrolsüz hale getirebilir. Ayrıca, adsorbe olmuş türlerin yüksek sıcaklık nedeniyle bozunması, film büyüme hızında azalmaya yol açabilir. Bu nedenlerle, yüksek kaliteli ve kontrollü ince film üretimi için uygun termal aralıkta, yani ALD'ye özgü sıcaklık penceresi içerisinde çalışılması büyük önem taşımaktadır (Kuech, 2014).

ALD'ye özgü sıcaklık penceresi olan 200-400 °C, diş hekimliğinde sıklıkla kaide materyali olarak kullanılan PMMA'nın camsı geçiş sıcaklığı ve erime sıcaklığının üzerinde olduğundan (Smith & Hashemi, 2018), bu sıcaklıklarda gerçekleştirilen ALD ile yüzey kaplama işlemleri, protez kaide materyalinde istenmeyen mekanik bozulmalara, geri dönüşümsüz şekilsel deformasyonlara, mikroyapısal değişimlere ve estetik açıdan olumsuz etkilere yol açabilmektedir. Bu istenmeyen etkilerin oluşmasını önlemek amacıyla, 2019 yılında geliştirilen özel bir ALD sistemi kullanılarak, ısı ile polimerize edilen geleneksel PMMA materyali, camsı geçiş sıcaklığı ve erime sıcaklığının oldukça altında olan 65 °C'de, yaklaşık 30 nm kalınlığında, TiO₂ ile başarıyla kaplanmıştır. Bu çalışma, düşük sıcaklıklarda ALD uygulamalarının, termal hassasiyeti yüksek polimerik yüzeylerde de etkili ve güvenli biçimde gerçekleştirilebileceğini ortaya koymaktadır (Darwish ve ark., 2019).

Mevcut çalışmada, literatürde ilk kez, eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyalinin yüzeyi, ALD yöntemi ile, 70°C’de TiO₂ materyali ile kaplanmıştır. XPS analizi sonrası, hem geleneksel hem de eksiltmeli yöntemle üretilen kaide yüzeyindeki Ti ve O iyonları ve bu elementlere karşılık gelen pikler yüzeyin başarılı bir şekilde kaplandığını göstermektedir.

Diş hekimliğinde restorasyonların yüzeylerinin düzgün bir şekilde bitirilmesi ve parlatılması büyük önem taşır. Cilasız ve pürüzlü yüzeyler, protez üzerinde plak birikimine yol açarak, ağız içinde enfeksiyonlara ve protezlerde renk değişikliklerine sebep olmakta, pürüzlü yüzeylere sahip restorasyonlarda aşınma oranı ve sürtünme katsayısı da artmaktadır. Hastaların protezlerini rahatça kullanmasını sağlamak, optimum estetik sonuçlar elde etmek, ağız hijyenini korumak ve bu faktörlere bağlı olarak klinik başarıyı artırmak için diş hekimliğinde kullanılan materyallerin, yüzey pürüzlülüğünün en düşük seviyeye indirilmesi gerekmektedir (Barakah & Taher, 2014; Tholt ve ark., 2006; Türel, 2015). Literatürdeki pek çok çalışmada, protez kaide materyallerindeki mikrobiyal kolonizasyonu azaltmak için klinik olarak kabul edilebilir eşik pürüzlülük değeri 0,2 µm olarak belirtilmiştir (Al-Dwairi ve ark., 2019; Alp ve ark., 2019; Atalay ve ark., 2021; Çakmak ve ark., 2024).

Diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğünün analizinde farklı yöntemler kullanılmaktadır. Yüzey pürüzlülüğünü kalitatif değerlendirmede SEM analizi gibi yöntemler tercih edilirken, kantitatif ölçümlerde ise, optik ya da mekanik sensörlere sahip çeşitli profilometreler kullanılabilmektedir (Kakaboura ve ark., 2007). Mevcut çalışmada, yüzey pürüzlülüğü, hem kantitatif verilerin elde edildiği ve bu verilerin istatistiksel olarak analiz edilebildiği bir profilometre cihazı ile ölçülmüştür, hem de kalitatif değerlendirmeler için SEM analizi yapılmıştır.

Profilometreler ile yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde genellikle ölçüm yapılan belirli mesafedeki yüzeyin tüm pürüzlülük değerlerinin mutlaklarının ortalamasını temsil eden Ra değeri kullanılmaktadır (Heintze ve ark., 2006; Joniot ve ark., 2006). Mevcut çalışmada, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri olan Ra değerleri hesaplanmıştır.

Mevcut tez çalışmasında, kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğüne etki edebilecek faktörler incelenmiştir. Tez çalışması sonucunda, kaide materyalinin üretim şekli, yüzey pürüzlülüğünü istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiş ve literatürdeki çalışmalara (Al-Dwairi ve ark., 2019; Di Fiore ve ark., 2022; Fouda ve ark., 2025; Taşın ve ark., 2023) benzer şekilde, eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri, geleneksel yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalamasından anlamlı şekilde daha düşük bulunmuştur. Bu durum, Bidra ve ark.'nın (Bidra ve ark., 2013) eksiltmeli üretimde kullanılan prepolimerize PMMA'nın daha iyi yüzey özelliklerine, daha az poröziteye ve dolayısıyla daha az mikrobiyal tutulumu sahip olduğu yönündeki görüşünü desteklemektedir. Eksiltmeli üretimde kullanılan prepolimerize PMMA disklerin gelişmiş yüzey özellikleri göstermesine katkı sağlayan faktörler; kendine özgü şekilde ve geleneksel PMMA'ya kıyasla daha yüksek basınç ve sıcaklık altında üretilmesi, üretiminde kullanılan prepolimerizasyon yöntemine bağlı olarak daha düşük artık monomer oluşmasıdır (Al-Dwairi ve ark., 2019).

Mevcut çalışmada, kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumunun, kaidenin yüzey pürüzlülüğüne etkisi de incelenmiştir. Tez çalışması sonucuna göre, kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, yüzey pürüzlülüğünü istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiş ve yüzeyi TiO₂ ile kaplanan kaide materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri, yüzeyi kaplanmayan kaide materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülüğünden anlamlı şekilde daha düşük bulunmuştur. Yüzeyi kaplanmayan kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, eşik değer olan 0.2 µm'den fazla bulunurken, yüzeyi

kaplanmış kaidelerin yüzey pürüzlülüğü, eşik değerden daha düşük bulunmuştur. Bu durum ALD ile akrilik yüzeylerin kaplanması sonucunda, kaide yüzeyinde homojen ve nispeten az pürüzlü nano kalınlıkta TiO_2 tabakası oluştuğunu göstermektedir. Literatürde, yüzeyi TiO_2 ile kaplanmış kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğünü inceleyen çalışma bulunmamaktadır. Ancak, kaide materyalinin yüzeyinin amin ve hidroksil gibi reaktif gruplar içeren nano elmaslarla kaplandığı çalışmada, bu nano partiküllerin, mevcut tez çalışmasına benzer şekilde, yüzey pürüzlülüğünü anlamlı şekilde azalttığı sonucuna varılmıştır (Fouda ve ark., 2019).

Mevcut çalışmada, kaide materyalinin renginin, kaidenin yüzey pürüzlülüğüne etkisi de incelenmiştir ve kaide materyallerinin rengi, yüzey pürüzlülüğünü istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilememiştir. Bu durum, renkleri farklı olsa da, aynı koşullar altında üretilen ve standart şekilde cila işlemleri yapılan ya da yüzeyleri standart şekilde kaplanan kaidelerin yüzey pürüzlülüklerinin benzer olduğunu ispatlamaktadır.

Sertlik, bir materyalin yüzeyine kuvvet uygulandığında ya da çizik oluşturmaya çalışıldığında, materyalin buna karşı gösterdiği direnç seviyesini ifade eder (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002). Materyallerin sertlik değerleri belirlenirken, materyal yüzeyine belirli bir kuvvetle baskı uygulanarak bir iz oluşturulur ve bu izin büyüklüğüne göre malzemenin sertlik derecesi belirlenir. Ölçüm esnasında oluşan izin büyük olması, malzemenin daha yumuşak olduğunu, izin küçük olması ise daha sert bir yapıya sahip olduğunu gösterir. Diş hekimliğinde kullanılan materyaller, ağız ortamında çeşitli fiziksel ve kimyasal etkilere maruz kalmaktadır. Materyallerin bu tür etkilere karşı dayanıklı olmaları ise yüksek yüzey sertlikleri ile doğrudan ilişkilidir (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002; Philips, 1996; Üçtaşlı ve ark., 1993).

Sertlik, protetik materyallerin klinik performansını belirlemede kullanılan kritik parametrelerden biridir ve materyallerin sertliğini belirlemek amacıyla çeşitli ölçüm

yöntemleri kullanılmaktadır (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002; Philips, 1996; Üçtaşlı ve ark., 1993). Sertlik ölçüm yöntemlerinden, Brinell testi, genellikle metal ve metal alaşımlarının sertliğinin belirlenmesi için kullanıldığından (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002; Philips, 1996; Üçtaşlı ve ark., 1993), Rockwell testi uzun bir süre alabildiğinden ve yük kaldırıldığında meydana gelen izlerin kaybolma riski bulunduğundan (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002; Philips, 1996; Üçtaşlı ve ark., 1993), Barcol testi genellikle rezin simanların polimerizasyon derecesini ölçmek için kullanıldığından (Sakaguchi & Powers, 2012), Shore A testi ise genellikle kauçuk ve yumuşak plastiklerin sertliğini belirlemek için kullanıldığından (Craig ve ark., 2004; Jepson ve ark., 1993; O'Brien, 2002; Todd & Holt, 1987), Knoop sertlik testi, genellikle diş dokusu, metal ve alaşımların sertliğini belirlemek için kullanıldığından (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002), bu sertlik testleri mevcut tez çalışmasında kullanılmamıştır. Vickers sertlik testi ise, belirli bir yük altında malzemenin penetrasyona karşı gösterdiği direnç esas alınarak uygulanmakta ve rijit polimer yapılar, özellikle akrilik rezinler gibi materyallerin değerlendirilmesinde güvenilir bir yöntem olarak kabul görmektedir (Farina ve ark., 2012; Low, 1998).

Mevcut çalışmada, yüzey sertliğini ölçmede, yüksek oranda doğruluk payı sağlayan, tüm materyaller için tek bir uç kullanabilme imkanı olan, elmas ucu zamanla deformasyona uğramadan uzun süre kullanılabilen, tüm yumuşak ve sert yüzeylere mükemmel şekilde adapte olabilen ve hassas ölçümler yapabilme özelliği bulunan (Dietschi ve ark., 2003) ve akrilik rezinlerin değerlendirilmesinde güvenilir bir yöntem olarak kabul gören (Farina ve ark., 2012; Low, 1998), Vickers sertlik testi kullanılmıştır.

Mevcut tez çalışmasında, kaide materyallerinin yüzey sertliğine etki edebilecek faktörler incelenmiştir. Tez çalışmasının sonuçlarına göre, kaide materyalinin üretim şekli, yüzey sertliğini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir. Mevcut çalışmada, Fouda ve ark.'a (Fouda ve ark., 2023) benzer şekilde, eksiltmeli yöntemle üretilen

kaidelerin yüzey sertlik değerleri, geleneksel yöntemle üretilen kaide materyallerinden anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur. Eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan prepolimerize PMMA diskler, geleneksel ısıyla polimerize olan PMMA materyalinden farklı olarak, yüksek basınç ve sıcaklık altında üretilmektedir (Infante ve ark., 2014) ve bu üretim süreci sırasında, PMMA zincirleri optimuma yakın bir polimerizasyonla uzatılmaktadır, bu da daha uzun PMMA zincirleri, daha yoğun bir yapı, minimum moleküller arası mesafe, daha az reaksiyona girmemiş artık monomer ve daha düşük porözite ile sonuçlanmaktadır (Aguirre ve ark., 2020; Bidra ve ark., 2013; Perea-Lowery ve ark., 2021). Ayrıca, prepolimerize disklerin, üretimleri sonrasında herhangi bir ek büzülme riski bulunmamaktadır, bu nedenle bu disklerin doku ile uyumu artmıştır ve geleneksel ısı ile polimerize edilen PMMA’larda görülen gerilimlerdeki birikimler ortadan kalkmıştır (Aguirre ve ark., 2020; Kattadiyil ve ark., 2015; Steinmassl ve ark., 2017). Eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan prepolimerize PMMA disklerin daha yüksek yüzey sertliğine sahip olmasının, yüksek sıcaklık ve basınç altında üretilmesi ve bunun da daha az artık monomer ve minimum plastikleştirici etkiyle sonuçlanmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (Farina ve ark., 2012).

Mevcut çalışmada, kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumunun, kaidenin yüzey sertliğine etkisi incelenmiştir. Tez çalışması sonucunda, kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, yüzey sertliğini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiş ve yüzeyi TiO_2 ile kaplanan kaide materyallerinin ortalama yüzey sertlik değerleri, yüzeyi kaplanmayan kaide materyallerinin ortalama yüzey sertliğinden anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur.

Literatürde, yüzeyi TiO_2 nanopartikülleri ile kaplanan PMMA örneklerin yüzey sertliğini araştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ancak, geleneksel PMMA’nın yapısına ağırlıkça çeşitli oranlarda TiO_2 nano partiküllerinin katıldığı ve bu kaidelerin yüzey

sertliğinin araştırıldığı çalışmalar mevcuttur. Yapılan çalışmalarda, mevcut çalışmanın sonuçlarına benzer olarak, TiO_2 nano parçacıklarının, geleneksel ısı ile polimerize edilen PMMA'nın yüzey sertliğini artırdığı belirtilmiştir (Alwan & Alameer, 2015; Harini ve ark., 2014). Yüzey sertliğindeki artış, uygun doldurucu TiO_2 oranı ve doldurucu ile rezin matrisi arasındaki bağlanmayı artıran silan bağlayıcı ajan kullanımı gibi iki faktöre bağlanmıştır (Xia ve ark., 2008). % 0.5, % 1 ve % 2 oranlarında TiO_2 nano partikül ilavesini inceleyen bir çalışmada, TiO_2 oranı arttıkça sertlik değerlerinin de yükseldiği ve en yüksek yüzey sertlik değerlerinin ağırlıkça % 2 TiO_2 ilavesiyle elde edildiği bildirilmiştir. Bu durumu, matris ile dolgu parçacıkları arasında artan bağ sayısına bağlamışlar ve bu bağların kırılmasının daha fazla enerji gerektirdiğini belirtmişlerdir (Moselman ve ark., 2017). Başka bir çalışmada ise, ağırlıkça % 1, % 2 ve % 3'lük TiO_2 nano partikül ilavesiyle, sırasıyla ısıyla polimerize olan saf PMMA'ya kıyasla yüzey sertlik değerlerinde sırasıyla % 20, % 30 ve % 34 oranlarında artış gözlemlendiği rapor edilmiştir. Bu artış, akrilik rezin matrise gömülü sert TiO_2 parçacıklarının malzemenin rijitliğini artırması ve matrisin hareket kabiliyetini azaltmasıyla açıklanmıştır (Hashem ve ark., 2017). Farklı çalışmalarda ağırlıkça % 3 oranında TiO_2 ilavesinin saf ısıyla polimerize olan PMMA'ya kıyasla yüzey sertliğinde önemli bir artış sağladığı sonucuna varılmıştır (Alrahlah ve ark., 2018; Alwan & Alameer, 2015). Sertlik ölçüm değerlerinin, akrilik rezinin yüzeyinde daha yüksek olduğu ve malzemenin iç kısımlarına doğru azaldığı gözlemlenmiştir; bunun da yüzeyde daha yoğun çapraz bağlanma olduğunu düşündürdüğü belirtilmiştir (Alrahlah ve ark., 2018). Başka bir çalışmada ise, geleneksel PMMA kaide materyaline ağırlıkça % 2 oranında TiO_2 nanopartikülleri eklemenin, yüzey sertliği de dahil olmak üzere gelişmiş özelliklere sahip bir kaide materyali oluşturabileceği gösterilmiştir (Rashahmadi ve ark., 2017).

Mevcut tez çalışmasında, kaide materyalinin renginin, kaidenin yüzey sertliğine etkisi incelenmiştir ve kaide materyallerinin rengi, yüzey sertliğini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilememiştir. Bu sonuç, renkleri farklı olsa da, aynı koşullar altında üretilen ve yüzeylerine standart şekilde cila işlemleri yapılan ya da yüzeyleri standart şekilde kaplanan kaidelerin yüzey sertliklerinin benzer olduğunu kanıtlamaktadır.

Protezlerin estetik başarısı için renk, göz önünde bulundurulması gereken temel unsurlardan biridir. Protezlerin renginin ağız dokularını taklip edip etmemesi, protezlerde zamanla renk değişiminin meydana gelip gelmemesi, bu materyallerin klinik kullanımıyla ilgili önemli ipuçları sunar. Kullanılan materyalin renk değişimine karşı dirençli olması, hem malzeme hem de teknik seçiminde dikkate alınması gereken ölçütlerdendir (Keyf & Etikan, 2004).

Renk algısının kişiden kişiye farklılık göstermesi ve öznel bir nitelik taşıması, renklerin nesnel ve kesin bir biçimde tanımlanmasını güçleştirmektedir. Bu sorunun üstesinden gelmek amacıyla, renklerin standardize edilmesi için çeşitli renk sistemleri geliştirilmiştir (Rubino ve ark., 1994; Wee ve ark., 2002). Bu sistemler, renkleri sayısal göstergelerle ifade ederek bireyler arasında ortak bir renk dili oluşturmayı amaçlar. En çok benimsenen sistemler arasında CIE $L^*a^*b^*$ yer almaktadır. CIE $L^*a^*b^*$ renk modeli, renkleri üç eksenli bir koordinat düzleminde konumlandırarak tanımlar. Bu renk uzayı, L^* , a^* ve b^* olmak üzere üç temel bileşene sahiptir. Sistemde L^* , a^* ve b^* eksenleri mevcuttur ve bu eksenlerin merkezinde, tüm renk bileşenlerinin kesiştiği küresel bir yapı yer alır (O'Brien, 2002). CIE Lab^* renk uzayında L^* değeri, bir rengin ne kadar açık ya da koyu olduğunu gösterir. Bu değer 0 ile 100 arasında değişir; 0 tam siyahı, 100 ise tam beyazı temsil eder. Yani L^* değeri, bir yüzeyin ne kadar ışık yansıttığını belirtir. L^* değeri arttıkça renk daha açık hale gelirken, azaldıkça renk daha koyu hale gelir (Brewer ve ark., 2004; O'Brien, 2002; Rosenstiel ve ark., 2006). a^* eksenini ise rengin kırmızı ile yeşil

arasındaki yerini gösterir ve -90 ile 70 arasında değer alır. Pozitif a^* değerleri kırmızı tonları, negatif değerler ise yeşil tonları belirtir. b^* eksenini ise sarı ile mavi arasındaki konumu ifade eder ve -80 ile 100 arasında değişir. Pozitif b^* değerleri sarı, negatif b^* değerleri ise mavi renklere karşılık gelir (Brewer ve ark., 2004; Rosenstiel ve ark., 2006).

Diş hekimliğinde rengin belirlenmesi, restorasyonların estetik başarısında oldukça önemli bir kriterdir. Restorasyonların rengi, görsel olarak veya cihaz ile belirlenebilir. Ancak, renk değişikliklerinin yalnızca gözle değerlendirilmesi yanıltıcı olabilir. Çünkü görsel analizler kişisel faktörlere dayalı olduğu için renk algısında farklılıklar yaşanabilir. Bu durumu aşmak için renk ölçüm cihazlarının kullanımı, renk analizindeki temel zorlukların ortadan kalkmasına yardımcı olur. Aynı zamanda bu cihazlar sayesinde sayısal ölçümler yapılabilir, sonuçlar tekrarlanabilir ve daha güvenilir veriler elde edilebilir (Okubo ve ark., 1998). Cihazla renk ölçümünde; kolorimetreler (Ballard ve ark., 2017), dijital görüntüleme sistemleri (Brewer ve ark., 2004), spektrofotometreler (Akl ve ark., 2023) ve spektoradyometreler (Johnston ve ark., 1996) kullanılabilirler.

Mevcut çalışmada, tekrarlanabilir ve güvenilir renk ölçüm değerlerinin elde edilmesi için, yüksek geçerlilik ve güvenilirliğe sahip olan ve renk çalışmalarında kullanılması önerilen bir spektrofotometre cihazı (Spectro Shade, MHT Optic Research AG, İsviçre) (Akl ve ark., 2022) kullanılmıştır. Ölçümlerin doğruluğunu arttırmak için, spektrofotometre cihazı her ölçüm öncesi kalibre edilmiş, standardizasyonu sağlamak için ölçümler, aynı koşullarda, doğal ışık kaynağı altında ve nötr gri bir arka plan üzerinde tek bir araştırmacı tarafından yapılmıştır. Her bir örnek için, spektrofotometre ile yapılan üç ölçümün ortalaması hesaplanmış ve L^* , a^* , b^* renk değerleri elde edilmiştir (Bayindir & Koseoglu, 2020).

Mevcut tez çalışmasında, kaide materyallerinin L^* , a^* , b^* renk değerlerine etki edebilecek faktörler incelenmiştir. Tez çalışması sonucunda, kaide materyalinin üretim

şekli, L^* , a^* ve b^* değerlerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilememiştir. Bu durum, mevcut çalışmada kullanılan kaide materyallerinin üretim şekli farklı olsa da, renkleri aynı olduğu müddetçe, örneklerin L^* , a^* ve b^* değerlerinin benzer olduğunu göstermektedir.

Mevcut çalışmada, kaide materyalinin renginin de, L^* , a^* , b^* renk değerlerine etkisi incelenmiştir. Çalışma sonucunda, kaide materyalinin rengi, L^* , a^* , b^* değerlerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir. Mevcut tez çalışması sonucunda, geleneksel PMMA kaide materyali renk skalasının (Lucitone 199, Dentsply Trubyte, York, Pa, ABD) ölçümlerinin yapıldığı literatürdeki çalışmaya (Bayindir ve ark., 2007) benzer şekilde, orijinal pembe renkteki kaidelerin ortalama L^* , a^* , b^* değerleri, koyu pembe renktekilerden anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur. Bu çalışmada ayrıca, kaide materyallerinin yüzeylerinin kaplanma durumunun, L^* , a^* , b^* renk değerlerine etkisi incelenmiştir. Mevcut çalışma sonucunda, kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, L^* , a^* , b^* değerlerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir. Yüzeyi TiO_2 ile kaplanan kaide materyallerinin ortalama L^* , a^* , b^* değerleri, yüzeyi kaplanmayan kaide materyallerinin ortalama L^* , a^* , b^* değerlerinden anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur. Bu durum, akrilik yüzeylerin beyaz (transparan-beyazımsı) renkteki TiO_2 (Gad & Abualsaud, 2019) ile kaplanmasının, koyu pembeden orijinal pembe renge geçiştekine benzer olarak, L^* , a^* , b^* değerlerini arttırdığını göstermektedir.

CIE $L^*a^*b^*$ renk uzayı uzun yıllar boyunca renk ölçümünde standart yöntem olarak benimsenmiştir ve bu sistemden türetilen renk değişim (ΔE_{ab}) formülü, çalışmalarda kullanılmıştır. Ancak, bu formüldeki eksiklikleri gidermek amacıyla CIEDE2000 (ΔE_{00}) adlı yeni bir formül geliştirilmiştir (Luo ve ark., 2001; Sharma ve ark., 2005). ΔE_{00} formülü, özellikle farklı aydınlatma koşullarında ve farklı gözlemciler arasında daha tutarlı bir renk farkı algısı sunarak, renk uyumu analizlerinde daha isabetli

sonuçlar alınmasına olanak tanır. Diş hekimliğinde, ΔE_{00} formülü, restorasyonların doğal diş rengiyle uyum içinde üretilmesi amacıyla yaygın olarak tercih edilmektedir (Ghinea ve ark., 2010). Mevcut çalışmada, renk değişim değerleri, bahsedilen avantajları taşıyan ve diş hekimliğindeki güncel çalışmalarda kullanılan ΔE_{00} formülü ile hesaplanmıştır.

İnsan gözüyle fark edilebilen en küçük renk değişimi miktarı "eşik" olarak adlandırılır. Renk farklarının değerlendirilmesinde algılanabilirlik eşiği ve kabul edilebilirlik eşiği olmak üzere iki ana eşik türü öne çıkar. Algılanabilir renk farkı, bir gözlemcinin ayırt edebileceği en küçük renk farkını ifade eder. Bu değeri belirlemek amacıyla gözlemcilere “İki obje arasındaki renk farkını fark edebiliyor musunuz?” şeklinde sorular yöneltilir ve alınan yanıtlar değerlendirilir. Gözlemcilerin %50’sinin fark edebildiği renk farkı, algılanabilirlik eşik değeri olarak kabul edilir. Algılanabilirlik yüzdesi ise, “evet” yanıtı veren gözlemci sayısının toplam gözlemci sayısına bölünmesiyle hesaplanır. Kabul edilebilir renk farkı ise, gözlemcinin kabul edebileceği en küçük renk farkını temsil eder. Bu değeri ölçmek amacıyla gözlemcilere “Klinik koşullarda iki obje arasındaki renk farkını kabul eder miydiniz?” şeklinde sorular yöneltilir ve yanıtlar kayda alınır. Bu durumda, kabul edilebilirlik yüzdesi, “evet” yanıtları veren gözlemci sayısının toplam gözlemci sayısına oranlanmasıyla belirlenir (Paravina ve ark., 2015). Literatürde, akrilik kaide materyalleri için yapılan değerlendirmede, gözlemcilerin %50’sinin fark edebileceği algılanabilir renk farkı eşiği $\Delta E_{00}=1.72$ olarak belirlenmiştir. Aynı çalışmada, katılımcıların %50’si tarafından kabul edilebilir renk farkı eşiği ise $\Delta E_{00}=4.08$ olarak rapor edilmiştir (Ren ve ark., 2015).

Mevcut tez çalışmasında, yüzeyi TiO_2 ile kaplanan ve yüzeyi kaplanmayan kaide materyalleri arasındaki ΔE_{00} değerlerine etki edebilecek faktörler incelenmiştir. Mevcut çalışma sonucunda, kaide materyalinin rengi, ΔE_{00} değerlerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir ve literatürde geleneksel PMMA kaide materyallerinin yüzeyinin

ALD sistemi kullanılarak TiO₂ ile kaplandığı çalışmaya (Chee ve ark., 2022) benzer şekilde, koyu pembe renkteki kaidelerin ortalama ΔE_{00} değerleri (3.157 ± 0.01), orijinal pembe renktekilerden (3.022 ± 0.01) anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur. Bu durum, TiO₂ kaplamanın, beyaz (transparan-beyazımsı) renginden dolayı (Chee ve ark., 2022), koyu renkteki materyallerde daha fazla renk değişimine sebep olduğunu göstermektedir.

Mevcut tez çalışmasında, literatürde geleneksel PMMA kaide materyallerinin yüzeyinin ALD yöntemi kullanılarak TiO₂ ile kaplandığı çalışmaya (Chee ve ark., 2022) benzer şekilde, eksiltmeli ve geleneksel yöntemle üretilen, hem orijinal hem de koyu pembe renkte, yüzeyi TiO₂ ile kaplanmış ve kaplanmamış kaideler arasındaki renk farkı (ΔE_{00}) değerleri, kaide materyalleri için %50:50 algılanabilir renk farkı eşik değerinden ($\Delta E_{00}=1.72$) fazla, %50:50 kabul edilebilir renk farkı eşik değerinden ($\Delta E_{00}=4.08$) ise az bulunmuştur. Bu çalışma sonucunda, tüm renklerde ve üretim yöntemlerinde, yüzeyin TiO₂ ile kaplanması ile oluşan renk değişiminin, kaide materyalleri için kabul edilebilir sınırın altında olduğu anlaşılmaktadır.

Mevcut tez çalışmasında, kaide materyalinin üretim şeklinin de, yüzeyi TiO₂ ile kaplanan ve kaplanmayan kaide materyalleri arasındaki ΔE_{00} değerlerine etkisi incelenmiştir. Çalışma sonucunda, kaide materyalinin üretim şekli, ΔE_{00} değerlerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilememiştir. Bu durum, farklı koşullar altında üretilseler bile, aynı renkteki kaidelerin renk değişim değerlerinin benzer olduğunu göstermektedir.

Protez stomatiti, protez kaidesi altında ortaya çıkan lokalize ya da yaygın doku inflamasyonu olarak tanımlanır. Bu durum, hem alt hem de üst çenedeki hareketli protezlerin altında gelişebilir; ancak, üst çene protezlerinin altında daha sık gözlemlenir (Arendorf & Walker, 1987; Budtz-Jorgensen, 1974).

Protez stomatiti, çeşitli etkenlerin bir araya gelmesiyle oluşan çok faktörlü bir etiyolojiye sahiptir. Protezlerin uyumsuzluğu, oklüzal düzensizlikler ve bunların yol açtığı travmalar, yetersiz ağız bakım alışkanlıkları ile yüksek oranda karbonhidrat içeren besinlerin tüketimi, bu durumu hazırlayan başlıca faktörler arasında sayılmaktadır. Buna ek olarak, protezlerin gece boyunca ağızda tutulması, protez stomatitinin ortaya çıkmasını kolaylaştıran diğer bir risk unsurudur (Budtz-Jorgensen, 1974; Budtz-Jørgensen, 1990; Renner ve ark., 1979; Webb ve ark., 1998b). *C. albicans*'ın, proteze bağlı stomatit gelişiminde etkili bir faktör olduğu farklı çalışmalarla ortaya konmuştur (Arendorf & Walker, 1987; Budtz-Jorgensen, 1974).

Protez stomatitinin gelişiminde önemli rol oynayan *C. albicans*'ın, protez kaidesine yapışması, kolonizasyonun başlangıç aşaması olması sebebiyle büyük bir öneme sahiptir (Douglas, 1985; Segal ve ark., 1988). Kaide materyalinin cinsi (Aladağ & Ayaz; Baysan ve ark., 1998; Dixon ve ark., 1999; Lamfon ve ark., 2003; Taylor ve ark., 1998), materyallerin yüzey pürüzlülüğü (Kagermeier-Callaway ve ark., 2000; Verran & Maryan, 1997; Von Fraunhofer & Suchatlampong, 1975; Yamauchi ve ark., 1990), tükürük (Edgerton ve ark., 1993; Nikawa ve ark., 1993), alınan besinlerin türü, diğer oral bakterilerin varlığı, bakteri konsantrasyonu, kültür şartları ve suşlar arasındaki farklılıklar gibi çeşitli etkenler *C. albicans*'ın protez kaide materyallerine tutunmasına etki eden faktörler arasında yer almaktadır (McCourtie & Douglas, 1984; Waters ve ark., 1997; Webb ve ark., 1998b, 1998c).

Mevcut tez çalışmasında, orijinal ve koyu pembe renkli, geleneksel ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen kaide materyallerinin üzerindeki *C. albicans* tutulumuna etki edebilecek faktörler incelenmiştir. Mevcut çalışmada, kaide materyalinin üretim şekli, yüzeydeki *C. albicans* sayısını istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir ve literatüre benzer şekilde (Al-Fouzan ve ark., 2017; Di Fiore ve ark., 2022; Murat ve ark., 2019),

eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin yüzeyindeki ortalama *C. albicans* sayısı, geleneksel yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalamasından anlamlı şekilde daha düşük bulunmuştur. Çalışmalarda, geleneksel PMMA kaide materyalinin, eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan kaide materyalinden daha poröz olduğu ve yüzeyinde daha fazla irregüler alanlar bulunduğu, bu nedenle de geleneksel PMMA'nın yüzeyinde *C. albicans* tutulumunun daha fazla olduğu belirtilmektedir (Alhajj ve ark., 2024; Murat ve ark., 2019; Yacob ve ark., 2023).

Mevcut çalışmada, kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumunun, kaidenin yüzeyindeki *C. albicans* sayısına etkisi incelenmiştir. Tez çalışması sonucunda, kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, yüzeydeki *C. albicans* sayısını istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir ve yüzeyi TiO₂ ile kaplanan kaide materyallerinin yüzeyindeki ortalama *C. albicans* sayısı, yüzeyi kaplanmayan kaide materyallerinin ortalamasından anlamlı şekilde daha düşük bulunmuştur. Mevcut çalışmada, literatürde geleneksel PMMA kaide materyallerinin yüzeyinin ALD yöntemi kullanılarak TiO₂ ile kaplandığı başka bir çalışmaya (Darwish ve ark., 2019) benzer şekilde, geleneksel yöntemle üretilen ve yüzeyleri TiO₂ ile kaplanan örneklerin yüzeyindeki *C.albicans* sayıları, yüzeyi kaplanmayan geleneksel kaidelerin yüzeyindeki *C.albicans* sayısından % 61.1 oranında daha az bulunmuştur. Benzer şekilde, eksiltmeli yöntemle üretilen ve yüzeyleri TiO₂ ile kaplanan örneklerin yüzeyindeki *C.albicans* sayılarının, yüzeyi kaplanmayan eksiltmeli yöntemle üretilen örneklerin yüzeyindeki *C.albicans* sayılarından (6.06±0.3 CFU), % 62.2 oranında daha az olduğu belirlenmiştir.

Literatürde, materyalin kimyasal yapısından kaynaklanan yüzey özelliklerinin, *C. albicans*'ın PMMA esaslı protez kaide materyalinin yüzeyine ilk tutunmasında önemli olduğu ve *C. albicans*'ın yüzeye daha fazla bağlanması ve kolonizasyonu için olanak tanıdığı belirtilmiştir. PMMA yüzeyine tutunan *C. albicans* sayısını azaltmak için ise,

PMMA yüzeyinin kaplanarak modifiye edilebileceği belirtilmiştir (Park ve ark., 2008). Araştırmacılar, TiO_2 'in antimikrobiyal etkiye (Gad & Abualsaud, 2019), "su kılıfı etkisi" olarak adlandırılan süper hidrofilik özelliğe sahip olduğu ve bu özellik sayesinde, kontaminantların kolayca suyla yıkanarak uzaklaştırılabildiğini (Pazokifard ve ark., 2013) belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada ise, PMMA kaide yüzeyinin TiO_2 ile kaplanması ve buna bağlı olarak artan yüzey ıslanabilirliğinin, *C. albicans*'ın protez kaidesine tutunmasını azaltan, veya önleyen önemli bir faktör olabileceği bildirilmiştir (Darwish ve ark., 2019). Bu sonuçların, PMMA kaide materyalini silika ile kaplayan ve daha hidrofilik protez yüzeylerinin *C. albicans* tutunmasını azalttığını gösteren Azuma ve ark.'nın (Azuma ve ark., 2012) sonuçları ile tutarlı olduğu da belirtilmiştir.

Mevcut tez çalışması kapsamında, kaidelerin yüzey pürüzlülüğü ile yüzeylerindeki *C. albicans* sayıları arasındaki istatistiksel ilişki incelenmiştir. Mevcut çalışmanın sonuçlarına göre, literatürdeki çalışmalara (Murat ve ark., 2019; Park ve ark., 2003) benzer şekilde, kaidelerin yüzey pürüzlülüğü ile yüzeyindeki *C. albicans* sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı, pozitif yönde ilişki olduğu, yüzey pürüzlülüğü artınca yüzeydeki *C. albicans* sayısının arttığı, yüzey pürüzlülüğü azalınca da yüzeydeki *C. albicans* sayısının azaldığı belirlenmiştir.

Literatürde birçok araştırmacı (da Silva ve ark., 2015; Quirynen ve ark., 1990; Radford ve ark., 1998; Taylor ve ark., 1998), materyallerin yüzey pürüzlülüğünün *C. albicans*'ın yüzeye tutunmasını etkileyen en önemli faktörlerden biri olduğunu öne sürmüştür. Işık ve elektron mikroskobu çalışmaları, mikroorganizmaların yüzeye ilk tutunmasının genellikle pürüzlü yüzeylerdeki çukur ve çatlaklarda başladığını ortaya koymaktadır (Quirynen ve ark., 1990; Radford ve ark., 1998; Taylor ve ark., 1998). Literatürde, eksiltmeli üretimde kullanılan PMMA bazlı polimerlerin yüzey pürüzlülük değerlerinin, geleneksel ısıyla polimerize PMMA'dan önemli ölçüde daha düşük olduğu

ve geleneksel PMMA'nın, eksiltmeli üretimde kullanılan PMMA bazlı polimerlere kıyasla daha fazla çukurcuk ve yüzey düzensizlikleri içeren daha gözenekli bir yüzeye sahip olduğu ve bunun sonucunda da eksiltmeli üretimde kullanılan PMMA bazlı polimerlerin yüzeyinde daha az *C. albicans* tutunduğu bildirilmiştir (Murat ve ark., 2019). Mevcut tez çalışması sonucunda, literatüre benzer şekilde (Murat ve ark., 2019), daha düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olan eksiltmeli üretimde kullanılan PMMA bazlı polimerlerin yüzeyinde, geleneksel üretimde kullanılan PMMA materyaline kıyasla anlamlı olarak daha düşük sayıda *C. albicans* gözlenmiştir. Ayrıca, hem geleneksel hem de eksiltmeli yöntemle üretimde kullanılan PMMA bazlı polimerlerde, yüzeyi TiO₂ ile kaplanan örneklerin yüzey pürüzlülüğü, yüzeyi kaplanmayan örneklerden anlamlı şekilde daha düşük bulunmuş ve buna bağlı olarak, literatürü destekler şekilde (da Silva ve ark., 2015; Quirynen ve ark., 1990; Radford ve ark., 1998; Taylor ve ark., 1998), yüzeydeki *C. albicans* sayısının da anlamlı şekilde daha düşük olduğu sonucuna varılmıştır.

Mevcut tez çalışmasında, kaide materyalinin renginin, kaidenin yüzeyindeki *C. albicans* sayısına etkisi incelenmiştir. Çalışma sonucunda, kaide materyallerinin rengi, yüzeydeki *C. albicans* sayısını istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilememiştir. Bu sonuç, renkleri farklı olsa da, aynı koşullar altında üretilen ve yüzeylerine standart şekilde cila işlemleri yapılan ya da yüzeyleri standart şekilde kaplanan kaidelerin, yüzeylerindeki *C. albicans* sayılarının benzer olduğunu kanıtlamaktadır.

SEM analizi, bilimsel çalışmalarda örneklerin yüzeyindeki defekt ve çiziklerin detaylı incelenmesinde, yaygın tercih edilen teknikler arasında yer alır. Yüksek odak derinliğine sahip olması, çözünürlük seviyelerinin tatmin edici derecelerde olması, görüntüleme ile analiz işlemlerinin aynı anda yapılabilmesi, SEM'in araştırmalarda sıkça kullanılmasını sağlar. Ayrıca, mikroişlemci ve bilgisayarların mikroskopla bütünleşmesi de SEM analizini daha pratik hale getirmiştir (Bansal ve arkadaşları, 2019). Ancak, bu

teknik bazı sınırlamalara da sahiptir. Örneğin, yüzeyin üç boyutlu yapısını doğrudan görüntüleyememesi ve vakum ortamı ya da örnek yüzeyinin kaplanması gibi özel yüzey hazırlıkları gerektirmesi gibi kısıtlamalar mevcuttur (Kakaboura ve ark., 2007).

Mevcut çalışmada, örneklerin yüzeylerin incelenmesi amacıyla, kalitatif değerlendirmeler için SEM analiz yöntemi kullanılmıştır (Kakaboura ve ark., 2007). Mevcut çalışmadaki kalitatif yöntem olan SEM analizinin sonuçları, kantitatif yöntem olan profilometre ile yapılan ölçümler sonucu elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a) ile paralellik göstermiştir. Mevcut tez çalışmasının sonuçlarına göre, hem yüzeyi TiO_2 ile kaplanmış hem de yüzeyi kaplanmamış örneklerde, daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olan geleneksel yöntemle polimerize olan kaide materyalinin yüzeyinde daha fazla irregüler alanlar gözlenirken, daha düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olan eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyalinin yüzeyinde ise daha az irregüler alanlar gözlenmiştir. Ayrıca, hem geleneksel hem de eksiltmeli yöntemle üretilen örneklerde, yüzeyi TiO_2 ile kaplanan ve daha düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olan kaide materyallerinde, daha az irregüler alanlar olduğu tespit edilmiştir. Yüzeyi kaplanmayan ve daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olan kaide materyalinin yüzeyinde ise daha fazla irregüler alanlar olduğu tespit edilmiştir.

Mevcut tez çalışmasında bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Ağız içindeki koşulların laboratuvar ortamında simüle edilebilmesi amacıyla farklı yapay yaşlandırma tekniklerinin (Itinocche ve ark., 2006; Papacchini ve ark., 2007) uygulanmaması, kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertlik değerlerinin, renk stabilitesinin ve yüzeyindeki *C. albicans* tutulumunun, yapay yaşlandırma işlemleri sonrasında ölçülmemesi, mevcut tez çalışmasının limitasyonlarından biridir. Mevcut tez çalışmasının diğer limitasyonu ise, dijital tam protezlerin üretiminde kullanılan mevcut teknolojilerden, eksiltmeli üretim yönteminin kullanılması, bir diğer üretim yöntemi olan

eklemeli üretim tekniğinin kullanılmamasıdır (Dawood ve ark., 2015). Mevcut tez çalışmasının limitasyonlarından bir diğeri ise protez kaide materyalinin yüzeyinde *C.albicans* tutulumunun incelenmesi, ağızda hastalık yapıcı diğerk bakterilerin ve bu bakterilerle *Candida* türleri arasındaki ilişkinin incelenmemesidir (McCourtie & Douglas, 1984; Waters ve ark., 1997; Webb ve ark., 1998b, 1998c).



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Mevcut tez çalışmasının limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- Kaide materyalinin üretim şekli, yüzey pürüzlülüğünü istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir. Eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri, geleneksel yöntemle üretilenlerden anlamlı şekilde daha düşük bulunmuştur.
- Kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, yüzey pürüzlülüğünü istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir. Yüzeyi TiO_2 ile kaplanan kaide materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri, yüzeyi kaplanmayanlardan anlamlı şekilde daha düşük bulunmuştur.
- Kaide materyalinin üretim şekli, yüzey sertliğini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir. Eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin ortalama yüzey sertlik değerleri, geleneksel yöntemle üretilenden anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur.
- Kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, yüzey sertliğini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir. Yüzeyi TiO_2 ile kaplanan kaide materyallerinin ortalama yüzey sertlik değerleri, yüzeyi kaplanmayanlardan anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur.
- Kaide materyalinin rengi, L^* , a^* , b^* değerlerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir. Orijinal pembe renkteki kaidelerin ortalama L^* , a^* , b^* değerleri, koyu pembe renktekilerden anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur.
- Kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, L^* , a^* , b^* değerlerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilemiştir. Yüzeyi TiO_2 ile kaplanan kaide

materyallerinin ortalama L^* , a^* , b^* değerleri, yüzeyi kaplanmayanlardan anlamlı Şekilde daha yüksek bulunmuştur.

- Kaide materyalinin rengi, ΔE_{00} değerlerini istatistiksel olarak anlamlı Şekilde etkilemiştir. Koyu pembe renkteki kaidelerin ortalama ΔE_{00} değerleri, orijinal pembe renktekilerden anlamlı Şekilde daha yüksek bulunmuştur.
- Kaide materyalinin retim Şekli, yüzeydeki *C. albicans* sayısını istatistiksel olarak anlamlı Şekilde etkilemiştir. Eksiltmeli yöntemle üretilen kaide materyallerinin yüzeyindeki ortalama *C. albicans* sayısı, geleneksel yöntemle üretilenden anlamlı Şekilde daha düşük bulunmuştur.
- Kaide materyalinin yüzeyinin kaplanma durumu, yüzeydeki *C. albicans* sayısını istatistiksel olarak anlamlı Şekilde etkilemiştir. Yüzeyi TiO_2 ile kaplanan kaide materyallerinin yüzeyindeki ortalama *C. albicans* sayısı, yüzeyi kaplanmayanlardan anlamlı Şekilde daha düşük bulunmuştur.
- Kaidelerin yüzey pürüzlülüğü ile yüzeyindeki *C. albicans* sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı, pozitif yönde ilişki olduğu belirlenmiştir.
- Kaide materyalinin rengi, yüzey pürüzlülüğünü, yüzey sertliğini ve yüzeydeki *C. albicans* sayısını istatistiksel olarak anlamlı Şekilde etkilememiştir.
- Kaide materyallerinin retim Şekli ise, ΔE_{00} değerlerini istatistiksel olarak anlamlı Şekilde etkilememiştir.

Bu tez çalışmasının sonuçları doğrultusunda, hareketli protezlerin yapımında, nispeten düşük yüzey pürüzlülüğü ve yüksek yüzey sertliğine sahip, yüzeyinde nispeten düşük *C. albicans* tutulumu ve kabul edilebilir renk değişimi görülen, eksiltmeli yöntemle üretilen ve yüzeyi TiO_2 ile kaplanan kaide materyallerinin kullanımı önerilebilir. Mevcut tez çalışması sonucunda elde edilen bilimsel bulguların doğruluğunu ve geçerliliğini saęlamlaŐtırmak için uzun vadeli klinik çalıŐmaların yapılmasına ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

- Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, 2014(1), 783948. <https://doi.org/10.1155/2014/783948>
- Aguirre, B. C., Chen, J.-H., Kontogiorgos, E. D., Murchison, D. F., & Nagy, W. W. (2020). Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(4), 641–646. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.03.010>
- Akl, M. A., Mansour, D. E., & Zheng, F. (2023). The role of intraoral scanners in the shade matching process: a systematic review. *Journal of Prosthodontics*, 32(3), 196–203. <https://doi.org/10.1111/jopr.13576>
- Akl, M. A., Sim, C. P. C., Nunn, M. E., Zeng, L. L., Hamza, T. A., & Wee, A. G. (2022). Validation of two clinical color measuring instruments for use in dental research. *Journal of Dentistry*, 125(1), 104223. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104223>
- Al-Fouzan, A. F., Al-Mejrad, L. A., & Albarrag, A. M. (2017). Adherence of *Candida* to complete denture surfaces in vitro: A comparison of conventional and CAD/CAM complete dentures. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(5), 402–408. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.5.402>
- Al-Dwairi, Z. N., Tahboub, K. Y., Baba, N. Z., Goodacre, C. J., & Özcan, M. (2019). A comparison of the surface properties of CAD/CAM and conventional polymethylmethacrylate (PMMA). *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 452–457. <https://doi.org/10.1111/jopr.13033>
- Al-Karaawi, Z., Manfredi, M., Waugh, A., McCullough, M. J., Jorge, J., Scully, C., & Porter, S. (2002). Molecular characterization of *Candida* spp. isolated from the

- oral cavities of patients from diverse clinical settings. *Oral Microbiology and Immunology*, 17(1), 44–49. <https://doi.org/10.1046/j.0902-0055.2001.00081.x>
- Aladağ, S. Ü., & Ayaz, E. A. CAD-CAM ve konvansiyonel akrilik rezinlerin candida albicans tutulumuna çay ağacı yağının etkisi. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 5(3), 179–187. <https://doi.org/10.51122/neudentj.2023.75>
- Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>
- Alhajj, M. N., Halboub, E., Yacob, N., Al-Maweri, S. A., Ahmad, S. F., Celebić, A., Al-Mekhlafi, H. M., & Salleh, N. M. (2024). Adhesion of *Candida albicans* to digital versus conventional acrylic resins: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*, 24(1), 303–319. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04083-2>.
- Alp, G., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2019). Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly (methyl methacrylate) denture base materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(2), 347–352. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.03.001>
- AlQahtani, G. M., AlSuhail, H. S., Alqater, N. K., AlTaisan, S. A., Akhtar, S., Khan, S. Q., & Gad, M. M. (2023). Polymethylmethacrylate denture base layering as a new approach for the addition of antifungal agents. *Journal of Prosthodontics*, 32(4), 298–308. <https://doi.org/10.1111/jopr.13561>
- Alrahlah, A., Fouad, H., Hashem, M., Niazy, A. A., & AlBadah, A. (2018). Titanium oxide (TiO₂)/polymethylmethacrylate (PMMA) denture base nanocomposites: mechanical, viscoelastic and antibacterial behavior. *Materials*, 11(7), 1096–1111. <https://doi.org/10.3390/ma11071096>

- Alwan, S. A., & Alameer, S. S. (2015). The effect of the addition of silanized Nano titania fillers on some physical and mechanical properties of heat cured acrylic denture base materials. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 27(1), 86–91. <https://doi.org/10.12816/0015269>
- Andreescu, C. F., Ghergic, D. L., Botoaca, O., Hancu, V., Banateanu, A. M., & Patroi, D. N. (2018). Evaluation of different materials used for fabrication of complete digital denture. *Materiale Plastice*, 55(1), 124–128. <https://doi.org/10.37358/MP.18.1.4977>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials* (12th ed.). Elsevier Health Sciences.
- Arendorf, T., & Walker, D. (1987). Denture stomatitis: a review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 14(3), 217–227. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1987.tb00713.x>
- Astaneh, S. H., Faverani, L. P., Sukotjo, C., & Takoudis, C. G. (2021). Atomic layer deposition on dental materials: processing conditions and surface functionalization to improve physical, chemical, and clinical properties-a review. *Acta Biomaterialia*, 121(1), 103–118. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2020.11.024>
- Atabek, D., Sillelioglu, H., & Ölmez, A. (2010). The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Operative Dentistry*, 35(3), 362–369. <https://doi.org/10.2341/09-196-T>
- Atalay, S., Çakmak, G., Fonseca, M., Schimmel, M., & Yilmaz, B. (2021). Effect of thermocycling on the surface properties of CAD-CAM denture base materials after different surface treatments. *Journal of the Mechanical Behavior of*

<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104646>

- Ayman, A.-D. (2017). The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. *Electronic Physician*, 9(7), 4766–4772. <https://doi.org/10.19082/4766>
- Azuma, A., Akiba, N., & Minakuchi, S. (2012). Hydrophilic surface modification of acrylic denture base material by silica coating and its influence on *Candida albicans* adherence. *Journal of Medical and Dental Sciences*, 59(1), 1–7. <https://doi.org/10.11480/jmds.590101>
- Baillie, G. S., & Douglas, L. J. (2000). Matrix polymers of *Candida* biofilms and their possible role in biofilm resistance to antifungal agents. *Journal of Antimicrobial Chemotherapy*, 46(3), 397–403. <https://doi.org/10.1093/jac/46.3.397>
- Ballard, E., Metz, M. J., Harris, B. T., Metz, C. J., Chou, J.-C., Morton, D., & Lin, W.-S. (2017). Satisfaction of dental students, faculty, and patients with tooth shade-matching using a spectrophotometer. *Journal of Dental Education*, 81(5), 545–553. <https://doi.org/10.21815/JDE.016.022>
- Bansal, K., Gupta, S., Nikhil, V., Jaiswal, S., Jain, A., & Aggarwal, N. (2019). Effect of Different Finishing and Polishing Systems on the Surface Roughness of Resin Composite and Enamel: An: In vitro: Profilometric and Scanning Electron Microscopy Study. *International Journal of Applied and Basic Medical Research*, 9(3), 154–158. https://doi.org/10.4103/ijabmr.IJABMR_11_19
- Barakah, H. M., & Taher, N. M. (2014). Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 625–631. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.007>

- Barão, V. A. R., Ogawa, E. S., Moreno, A., Mesquita, M. F., Wee, A. G., & Assunção, W. G. (2015). Long-term clinical evaluation of the color stability and stainability of acrylic resin denture teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 628–635. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.02.003>
- Barazanchi, A., Li, K. C., Al-Amleh, B., Lyons, K., & Waddell, J. N. (2017). Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), 156–163. <https://doi.org/10.1111/jopr.12510>
- Bayindir, F., & Koseoglu, M. (2020). The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucency monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(1), 149–154. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.11.002>
- Bayindir, F., Kuo, S., Johnston, W. M., & Wee, A. G. (2007). Coverage error of three conceptually different shade guide systems to vital unrestored dentition. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(3), 175–185. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60053-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60053-5)
- Baysan, A., Whiley, R., & Wright, P. S. (1998). Use of microwave energy to disinfect a long-term soft lining material contaminated with *Candida albicans* or *Staphylococcus aureus*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(4), 454–458. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70161-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70161-1)
- Berns, R. S. (2019). *Billmeyer and Saltzman's principles of color technology* (4th ed.). John Wiley & Sons Inc.
- Bessing, C., & Wiktorsson, Å. (1983). Comparison of two different methods of polishing porcelain. *European Journal of Oral Sciences*, 91(6), 482–487. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1983.tb00849.x>

- 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. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>
- Bidra, A. S., Farrell, K., Burnham, D., Dhingra, A., Taylor, T. D., & Kuo, C.-L. (2016). Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD/CAM monolithic complete dentures and implant-retained overdentures: Clinical and patient-centered outcomes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(5), 578–586. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.10.023>
- Bidra, A. S., Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(6), 361–366. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60318-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60318-2)
- Blagojevic, V., & Murphy, V. (1999). Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(10), 804–808. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1999.00456.x>
- Braden, M., Clarke, R. L., Nicholson, J., & Parker, S. (2012). *Polymeric dental materials* (1st ed.). Springer Science & Business Media.
- Brewer, J. D., Wee, A., & Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics*, 48(2), 341–358. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.01.004>
- Bubert, H., Rivière, J. C., Arlinghaus, H. F., Hutter, H., Jenett, H., Bauer, P., Palmetshofer, L., Fabry, L., Pahlke, S., & Quentmeier, A. (2002). *Surface and Thin-Film Analysis* (1st ed.). Wiler-VCH Verlag GmbH.
- Budtz-Jorgensen, E. (1974). The significance of *Candida albicans* in denture stomatitis. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 8(1), 1–47. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1974.tb00378.x>

- Budtz-Jørgensen, E. (1990). Etiology, pathogenesis, therapy, and prophylaxis of oral yeast infections. *Acta Odontologica Scandinavica*, 48(1), 61–69. <https://doi.org/10.3109/00016359009012735>
- Budtz-Jørgensen, E., Stenderup, A., & Grabowski, M. (1975). An epidemiologic study of yeasts in elderly denture wearers. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 3(3), 115–119. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0528.1975.tb00291.x>
- Cakan, U., Kara, O., & Kara, H. B. (2015). Effects of various denture cleansers on surface roughness of hard permanent reline resins. *Dental Materials Journal*, 34(2), 246–251. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-194>
- Can, G., Ersoy, E., & Aksu, L. (2014). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi* (1st ed.). Özyurt Matbaacılık.
- Cannon, R., Holmes, A., Mason, A., & Monk, B. (1995). Oral Candida: clearance, colonization, or candidiasis? *Journal of Dental Research*, 74(5), 1152–1161. <https://doi.org/10.1177/00220345950740050301>
- Chatterjee, A. (2010). Properties improvement of PMMA using nano TiO₂. *Journal of Applied Polymer Science*, 118(5), 2890–2897. <https://doi.org/10.1002/app.32567>
- Chebib, N., Kalberer, N., Srinivasan, M., Maniewicz, S., Perneger, T., & Müller, F. (2019). Edentulous jaw impression techniques: An in vivo comparison of trueness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 623–630. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.08.016>
- Chee, L. K. M., Bishal, A. K., Bhatia, H. S., Wee, A. G., Takoudis, C., Sukotjo, C., & Yuan, J. C.-C. (2022). Effect of nano ceramic coating on color perceptibility and acceptability of polymethylmethacrylate: in vitro and clinical study. *Materials*, 15(24), 8748–8760. <https://doi.org/10.3390/ma15248748>

- Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38(1), e2–e16. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.001>
- Clary, J. A., Ontiveros, J. C., Cron, S. G., & Paravina, R. D. (2016). Influence of light source, polarization, education, and training on shade matching quality. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(1), 91–97. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.008>
- Corcodel, N., Helling, S., Rammelsberg, P., & Hassel, A. J. (2010). Metameric effect between natural teeth and the shade tabs of a shade guide. *European Journal of Oral Sciences*, 118(3), 311–316. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2010.00730.x>
- Craig, R. G., Powers, J. M., & Wataha, J. C. (2004). *Dental materials: properties and manipulation* (8th ed.). Mosby.
- Çakmak, G., Donmez, M. B., Atalay, S., de Paula, M. S., Fonseca, M., Schimmel, M., & Yilmaz, B. (2024). Surface roughness and stainability of CAD-CAM denture base materials after simulated brushing and coffee thermocycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(1), 260–266. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.06.006>
- Çalikkocaoğlu, S. (2000). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler)* (3rd ed.). Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği.
- Çelebi, H., Büyükerkmen, E. B., Akın, C., Tunçdemir, A. R., & Yıldırım, R. S. (2017). Farklı solüsyonlardaki dört farklı akrilik rezinin renk stabilitesi. *Journal of International Dental Sciences* 1(1), 17–24. <https://doi.org/10.21306/JIDS.2017.1.28>

- da Silva, W. J., Leal, C. M. B., Viu, F. C., Gonçalves, L. M., Barbosa, C. M. R., & Del Bel Cury, A. A. (2015). Influence of surface free energy of denture base and liner materials on *Candida albicans* biofilms. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 6(2), 141–146. <https://doi.org/10.1111/jicd.12079>
- Darwish, G., Huang, S., Knoernschild, K., Sukotjo, C., Campbell, S., Bishal, A. K., Barão, V. A., Wu, C. D., Taukodis, C. G., & Yang, B. (2019). Improving polymethyl methacrylate resin using a novel titanium dioxide coating. *Journal of Prosthodontics*, 28(9), 1011–1017. <https://doi.org/10.1111/jopr.13032>
- Dastjerdi, R., & Montazer, M. (2010). A review on the application of inorganic nano-structured materials in the modification of textiles: focus on anti-microbial properties. *Colloids and surfaces B: Biointerfaces*, 79(1), 5–18. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2010.03.029>
- Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521–529. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>
- Della Bona, A., Anusavice, K. J., & Mecholsky Jr, J. J. (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dental Materials*, 19(8), 693–699. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00015-0](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00015-0)
- Di Fiore, A., Meneghello, R., Brun, P., Rosso, S., Gattazzo, A., Stellini, E., & Yilmaz, B. (2022). Comparison of the flexural and surface properties of milled, 3D-printed, and heat polymerized PMMA resins for denture bases: An in vitro study. *Journal of Prosthodontic Research*, 66(3), 502–508. https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_21_00116
- Dietschi, D., Marret, N., & Krejci, I. (2003). Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions.

Dental Materials, 19(6), 493–500. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(02\)00095-7](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(02)00095-7)

Dimitrova, M., Chuchulska, B., Zlatev, S., & Kazakova, R. (2022). Colour stability of 3D-printed and prefabricated denture teeth after immersion in different colouring agents—An in vitro study. *Polymers*, 14(15), 3125. <https://doi.org/10.3390/polym14153125>

Dixon, D. L., Breeding, L. C., & Faler, T. A. (1999). Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida albicans*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 207–214. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70250-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70250-7)

Diz, P., Scully, C., & Sanz, M. (2013). Dental implants in the medically compromised patient. *Journal of Dentistry*, 41(3), 195–206. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.12.008>

Douglas, L. J. (1985). Surface composition and adhesion of *Candida albicans*. *Biochemical Society Transactions*, 13(6), 982–982. <https://doi.org/10.1042/bst0130982>

Edgerton, M., Scannapieco, F., Reddy, M., & Levine, M. (1993). Human submandibular-sublingual saliva promotes adhesion of *Candida albicans* to polymethylmethacrylate. *Infection and Immunity*, 61(6), 2644–2652. <https://doi.org/10.1128/iai.61.6.2644-2652.1993>

Ekstrand, K., Ruyter, I. E., & Wellendorf, H. (1987). Carbon/graphite fiber reinforced poly (methyl methacrylate): properties under dry and wet conditions. *Journal of Biomedical Materials Research*, 21(9), 1065–1080. <https://doi.org/10.1002/jbm.820210902>

Farina, A. P., Cecchin, D., Soares, R. G., Botelho, A. L., Takahashi, J. M. F. K., Mazzetto, M. O., & Mesquita, M. F. (2012). Evaluation of Vickers hardness of different

- types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement. *Gerodontology*, 29(2), 155–160. <https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2010.00435.x>
- Fayaz, A. M., Balaji, K., Girilal, M., Yadav, R., Kalaichelvan, P. T., & Venketesan, R. (2010). Biogenic synthesis of silver nanoparticles and their synergistic effect with antibiotics: a study against gram-positive and gram-negative bacteria. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine*, 6(1), 103–109. <https://doi.org/10.1016/j.nano.2009.04.006>
- Fischer, A. (2011). *Nanoindentation* (3rd ed.). Springer.
- Fouda, S. M., Gad, M. M., Abualsaud, R., Ellakany, P., AlRumaih, H. S., Khan, S. Q., Akhtar, S., al-Qarni, F. D., & Al-Harbi, F. A. (2023). Flexural properties and hardness of CAD-CAM denture base materials. *Journal of Prosthodontics*, 32(4), 318–324. <https://doi.org/10.1111/jopr.13535>
- Fouda, S. M., Gad, M. M., Ellakany, P., Al-Thobity, A. M., Al-Harbi, F. A., Virtanen, J. I., & Raustia, A. (2019). The effect of nanodiamonds on candida albicans adhesion and surface characteristics of PMMA denture base material-an in vitro study. *Journal of Applied Oral Science*, 27(1), 20180779. <https://doi.org/10.1590/1678-7757-2018-0779>
- Fouda, S. M., Gad, M. M., Ellakany, P., El Zayat, M., Farooqi, F. A., Akhtar, S., & Salah El-Din, M. (2025). Influence of denture brushing on the surface properties and color stability of CAD-CAM, thermoformed, and conventionally fabricated denture base resins. *Journal of Prosthodontics*, 34(1), 91–100. <https://doi.org/10.1111/jopr.13801>

- Francis, L. W., Lewis, P. D., Wright, C. J., & Conlan, R. S. (2010). Atomic force microscopy comes of age. *Biology of the Cell*, 102(2), 133–143. <https://doi.org/10.1042/BC20090127>
- Gad, M. M., & Abualsaud, R. (2019). Behavior of PMMA denture base materials containing titanium dioxide nanoparticles: A literature review. *International Journal of Biomaterials*, 2019(1), 6190610. <https://doi.org/10.1155/2019/6190610>
- Gadegaard, N. (2006). Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, 81(2-3), 87–97. <https://doi.org/10.1080/10520290600783143>
- Gedikli, Ç. N., & Bilgin, T. (2023). Dijital Tam Protezlerin Üretiminde Kullanılan Sistemler. *Türk Diş Hekimliği Araştırma Dergisi*, 2(1), 172–178. <https://doi.org/10.58711/turkishjdentres.vi.1265904>
- George, S., Ott, A., & Klaus, J. (1996). Surface chemistry for atomic layer growth. *The Journal of Physical Chemistry*, 100(31), 13121–13131. <https://doi.org/10.1021/jp9536763>
- George, S. M. (2010). Atomic layer deposition: an overview. *Chemical Reviews*, 110(1), 111–131. <https://doi.org/10.1021/cr900056b>
- Ghahremani, L., Shirkavand, S., Akbari, F., & Sabzikari, N. (2017). Tensile strength and impact strength of color modified acrylic resin reinforced with titanium dioxide nanoparticles. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(5), 661–665. <https://doi.org/10.4317/jced.53620>
- 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(1), e57–e64. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.008>

- Goldstein, D. N., McCormick, J. A., & George, S. M. (2008). Al₂O₃ atomic layer deposition with trimethylaluminum and ozone studied by in situ transmission FTIR spectroscopy and quadrupole mass spectrometry. *The Journal of Physical Chemistry C*, 112(49), 19530–19539. <https://doi.org/10.1021/jp804296a>
- Goodacre, C. J., Garbacea, A., Naylor, W. P., Daher, T., Marchack, C. B., & Lowry, J. (2012). CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(1), 34–46. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60015-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60015-8)
- Gönüllü, M. P., & Ateş, H. (2019). An Overview of Atomic Layer Deposition Technique: Synthesis of ZnO, TiO₂ and Al₂O₃ Films. *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part C: Tasarım Teknoloji*, 7(3), 649–660. <https://doi.org/10.29109/gujsc.593292>
- Hakim, L. F., Blackson, J., George, S. M., & Weimer, A. W. (2005). Nanocoating individual silica nanoparticles by atomic layer deposition in a fluidized bed reactor. *Chemical Vapor Deposition*, 11(10), 420–425. <https://doi.org/10.1002/cvde.200506392>
- Hamouda, I. M. (2012). Current perspectives of nanoparticles in medical and dental biomaterials. *Journal of Biomedical Research*, 26(3), 143–151. <https://doi.org/10.7555/JBR.26.20120027>
- Han, W., Wang, Y. D., & Zheng, Y. (2008). In vitro biocompatibility study of nano TiO₂ materials. *Advanced Materials Research*, 47(1), 1438–1441. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.47-50.1438>
- Harini, P., Mohamed, K., & Padmanabhan, T. (2014). Effect of Titanium dioxide nanoparticles on the flexural strength of polymethylmethacrylate: An in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*, 25(4), 459–463. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.142531>

- Hashem, M., Rez, M. F. A., Fouad, H., Elsarnagawy, T., Elsharawy, M. A., Umar, A., Assery, M., & Ansari, S. (2017). Influence of titanium oxide nanoparticles on the physical and thermomechanical behavior of poly methyl methacrylate (PMMA): a denture base resin. *Science of Advanced Materials*, 9(6), 938–944. <https://doi.org/10.1166/sam.2017.3087>
- Heintze, S., Forjanic, M., & Rousson, V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*, 22(2), 146–165. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.013>
- Hugo, B., Witzel, T., & Klaiber, B. (2005). Comparison of in vivo visual and computer-aided tooth shade determination. *Clinical Oral Investigations*, 9(1), 244–250. <https://doi.org/10.1007/s00784-005-0014-3>
- Infante, L., Yilmaz, B., McGlumphy, E., & Finger, I. (2014). Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(5), 351–355. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.014>
- Itinoche, K. M., Özcan, M., Bottino, M. A., & Oyafulo, D. (2006). Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dental Materials*, 22(11), 1029–1034. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.025>
- Jagger, D., Harrison, A., & Jandt, K. (1999). The reinforcement of dentures. *Journal of oral rehabilitation*, 26(3), 185–194. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1999.00375.x>
- Jandt, K. D. (2001). Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. *Surface Science*, 491(3), 303–332. [https://doi.org/10.1016/S0039-6028\(01\)01296-1](https://doi.org/10.1016/S0039-6028(01)01296-1)

- Jepson, N., McCabe, J., & Storer, R. (1993). Age changes in the viscoelasticity of permanent soft lining materials. *Journal of Dentistry*, 21(3), 171–178. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(93\)90028-O](https://doi.org/10.1016/0300-5712(93)90028-O)
- Johnson, R. W., Hultqvist, A., & Bent, S. F. (2014). A brief review of atomic layer deposition: from fundamentals to applications. *Materials Today*, 17(5), 236–246. <https://doi.org/10.1016/j.mattod.2014.04.026>
- Johnson, W. W. (1959). The history of prosthetic dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 9(5), 841–846. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(59\)90049-6](https://doi.org/10.1016/0022-3913(59)90049-6)
- Johnston, W., Hesse, N., Davis, B., & Seghi, R. (1996). Analysis of edge-losses in reflectance measurements of pigmented maxillofacial elastomer. *Journal of Dental Research*, 75(2), 752–760. <https://doi.org/10.1177/00220345960750020401>
- Johnston, W., & Kao, E. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*, 68(5), 819–822. <https://doi.org/10.1177/00220345890680051301>
- Joiner, A., & Luo, W. (2017). Tooth colour and whiteness: A review. *Journal of Dentistry*, 67(1), S3–S10. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.09.006>
- Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J., & Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39–46. <https://doi.org/10.2341/04-166>
- Jouhar, R., Ahmed, M. A., & Khurshid, Z. (2022). An overview of shade selection in clinical dentistry. *Applied Sciences*, 12(14), 6841. <https://doi.org/10.3390/app12146841>
- Kagermeier-Callaway, A. S., Willershausen, B., Frank, T., & Stender, E. (2000). In vitro colonisation of acrylic resin denture base materials by *Streptococcus oralis* and

- Actinomyces viscosus. *International Dental Journal*, 50(2), 79–85.
<https://doi.org/10.1002/j.1875-595X.2000.tb00803.x>
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155–163. <https://doi.org/10.1007/s10856-006-0675-8>
- Karci, M., Demir, N., & Yazman, S. (2019). Evaluation of flexural strength of different denture base materials reinforced with different nanoparticles. *Journal of Prosthodontics*, 28(5), 572–579. <https://doi.org/10.1111/jopr.12974>
- Karpagavalli, R., Zhou, A., Chellamuthu, P., & Nguyen, K. (2007). Corrosion behavior and biocompatibility of nanostructured TiO₂ film on Ti6Al4V. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 83(4), 1087–1095.
<https://doi.org/10.1002/jbm.a.31447>
- Kattadiyil, M. T., Goodacre, C. J., & Baba, N. Z. (2013). CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *Journal of the California Dental Association*, 41(6), 407–416. <https://doi.org/10.1080/19424396.2013.12222317>
- Kattadiyil, M. T., Jekki, R., Goodacre, C. J., & Baba, N. Z. (2015). Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(6), 818–825. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.08.001>
- Keyf, F., & Etikan, İ. (2004). Evaluation of gloss changes of two denture acrylic resin materials in four different beverages. *Dental Materials*, 20(3), 244–251.
[https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00099-X](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00099-X)

- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.11.017>
- Khurana, R., Tredwin, C., Weisbloom, M., & Moles, D. (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal*, 203(12), 675–680. <https://doi.org/10.1038/bdj.2007.1108>
- Kim, H., & Maeng, W.-J. (2009). Applications of atomic layer deposition to nanofabrication and emerging nanodevices. *Thin Solid Films*, 517(8), 2563–2580. <https://doi.org/10.1016/j.tsf.2008.09.007>
- Kim, J. S., Kuk, E., Yu, K. N., Kim, J.-H., Park, S. J., Lee, H. J., Kim, S. H., Park, Y. K., Park, Y. H., & Hwang, C.-Y. (2007). Antimicrobial effects of silver nanoparticles. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine*, 3(1), 95–101. <https://doi.org/10.1016/j.nano.2006.12.001>
- Knez, M., Nielsch, K., & Niinistö, L. (2007). Synthesis and surface engineering of complex nanostructures by atomic layer deposition. *Advanced Materials*, 19(21), 3425–3438. <https://doi.org/10.1002/adma.200700079>
- Köroğlu, A., Şahin, O., Dede, D. Ö., Deniz, Ş. T., Sever, N. K., & Özkan, S. (2016). Efficacy of denture cleaners on the surface roughness and *Candida albicans* adherence of sealant agent coupled denture base materials. *Dental Materials Journal*, 35(5), 810–816. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-103>
- Kuech, T. (2014). *Handbook of Crystal Growth: Thin Films and Epitaxy* (2nd ed.). Elsevier.

- Kuehni, R. G., & Marcus, R. T. (1979). An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Research & Application*, 4(2), 83–91. <https://doi.org/10.1111/j.1520-6378.1979.tb00094.x>
- Kumar, P. S., Kumar, S., Savadi, R. C., & John, J. (2011). Nanodentistry: a paradigm shift-from fiction to reality. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 11(1), 1–6. <https://doi.org/10.1007/s13191-011-0062-0>
- Kuo, M., Tsai, C., Huang, J., & Chen, M. (2005). PEEK composites reinforced by nano-sized SiO₂ and Al₂O₃ particulates. *Materials Chemistry and Physics*, 90(1), 185–195. <https://doi.org/10.1016/j.matchemphys.2004.10.009>
- Kurt, A., Erköse-Genc, G., Uzun, M., Sarı, T., & Isik-Ozkol, G. (2018). The effect of cleaning solutions on a denture base material: elimination of candida albicans and alteration of physical properties. *Journal of Prosthodontics*, 27(6), 577–583. <https://doi.org/10.1111/jopr.12539>
- Lambert, H., Durand, J.-C., Jacquot, B., & Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 486–495. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.6.486>
- Lamfon, H., Porter, S. R., McCullough, M., & Pratten, J. (2003). Formation of Candida albicans biofilms on non-shedding oral surfaces. *European Journal of Oral Sciences*, 111(6), 465–471. <https://doi.org/10.1111/j.0909-8836.2003.00084.x>
- Larson, W. R., Dixon, D. L., Aquilino, S. A., & Clancy, J. M. (1991). The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(6), 816–820. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90425-V](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90425-V)
- Liebermann, A., Wimmer, T., Schmidlin, P. R., Scherer, H., Löffler, P., Roos, M., & Stawarczyk, B. (2016). Physicomechanical characterization of

- polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(3), 321–328. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.004>
- Liu, Q., Leu, M. C., & Schmitt, S. M. (2006). Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 29(1), 317–335. <https://doi.org/10.1007/s00170-005-2523-2>
- Low, I. (1998). Effects of load and time on the hardness of a viscoelastic polymer. *Materials Research Bulletin*, 33(12), 1753–1758. [https://doi.org/10.1016/S0025-5408\(98\)00179-2](https://doi.org/10.1016/S0025-5408(98)00179-2)
- Luo, M. R., Cui, G., & Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application*, 26(5), 340–350. <https://doi.org/10.1002/col.1049>
- Marinello, C. P., & Brugger, R. (2021). Digital removable complete denture—An overview. *Current Oral Health Reports*, 8(1), 117–131. <https://doi.org/10.1007/s40496-021-00299-1>
- McCabe, J. F., & Walls, A. W. (2008). *Applied dental materials* (9th ed.). Wiley-Blackwell.
- McCourtie, J., & Douglas, L. J. (1984). Relationship between cell surface composition, adherence, and virulence of *Candida albicans*. *Infection and Immunity*, 45(1), 6–12. <https://doi.org/10.1128/iai.45.1.6-12.1984>
- McPhail, D., Dowsett, M., Vickerman, J., & Gilmore, I. (2009). *Surface Analysis: The Principal Techniques* (2nd ed.). John Wiley and Sons.
- McPhee, E. R. (1985). Extrinsic coloration of ceramometal restorations. *Dental Clinics of North America*, 29(4), 645–666. [https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)02120-6](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)02120-6)

- Meyer, G., & Amer, N. M. (1988). Novel optical approach to atomic force microscopy. *Applied Physics Letters*, 53(12), 1045–1047. <https://doi.org/10.1063/1.100061>
- Miyazaki, T., & Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56, 97–106. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x>
- Mosalman, S., Rashahmadi, S., & Hasanzadeh, R. (2017). The effect of TiO₂ nanoparticles on mechanical properties of poly methyl methacrylate nanocomposites. *International Journal of Engineering*, 30(5), 807–813. <https://doi.org/10.5829/idosi.ije.2017.30.05b.22>
- Muhtaroğullari, I. Y., Doğan, A., Muhtaroğullari, M., & Usanmaz, A. (1999). Thermal and dynamic mechanical properties of microwave and heat-cured poly (methyl methacrylate) used as dental base material. *Journal of Applied Polymer Science*, 74(12), 2971–2978. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4628\(19991213\)74:12<2971::AID-APP24>3.0.CO;2-Q](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4628(19991213)74:12<2971::AID-APP24>3.0.CO;2-Q)
- Murat, S., Alp, G., Alatalı, C., & Uzun, M. (2019). In vitro evaluation of adhesion of *Candida albicans* on CAD/CAM PMMA-based polymers. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 873–879. <https://doi.org/10.1111/jopr.12942>
- Nakano, R., Ishiguro, H., Yao, Y., Kajioka, J., Fujishima, A., Sunada, K., Minoshima, M., Hashimoto, K., & Kubota, Y. (2012). Photocatalytic inactivation of influenza virus by titanium dioxide thin film. *Photochemical & Photobiological Sciences*, 11(1), 1293–1298. <https://doi.org/10.1039/c2pp05414k>
- Nikawa, H., Hayashi, S., Nikawa, Y., Hamada, T., & Samaranayake, L. (1993). Interactions between denture lining material, protein pellicles and *Candida albicans*. *Archives of Oral Biology*, 38(7), 631–634. [https://doi.org/10.1016/0003-9969\(93\)90132-6](https://doi.org/10.1016/0003-9969(93)90132-6)

- O'Brien, W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection* (3rd ed.). Quintessence Pub. Co. Inc.
- 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. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70049-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70049-6)
- Oyar, P. (2014). Diş Hekimliğinde Nanopartiküllerin Kullanım Alanları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(8), 49–55. <https://doi.org/doi.org/10.17567/dfd.68750>
- Ozasa, K., Nemoto, S., Li, Y., Hara, M., Maeda, M., & Mochitate, K. (2008). Contact angle and biocompatibility of sol-gel prepared TiO₂ thin films for their use as semiconductor-based cell-viability sensors. *Surface and Interface Analysis*, 40(3-4), 579–583. <https://doi.org/10.1002/sia.2729>
- Özyıldız, F., Güden, M., Uzel, A., Karaboz, I., Akil, O., & Bulut, H. (2010). Antimicrobial activity of TiO₂-coated orthodontic ceramic brackets against *Streptococcus mutans* and *Candida albicans*. *Biotechnology and Bioprocess Engineering*, 15(1), 680–685. <https://doi.org/10.1007/s12257-009-3005-4>
- Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., Polimeni, A., García-Godoy, F., & Ferrari, M. (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European Journal of Oral Sciences*, 115(5), 417–424. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2007.00475.x>
- Paravina, R. D. (2009). Performance assessment of dental shade guides. *Journal of Dentistry*, 37(1), e15–e20. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.02.005>
- Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., Sakai, M., Takahashi, H., Tashkandi, E., & Mar Perez, M. d. (2015). Color difference

- thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(1), S1–S9. <https://doi.org/10.1111/jerd.12149>
- Paravina, R. D., & Powers, J. M. (2004). *Esthetic color training in dentistry* (1st ed.). Mosby.
- Park, S. E., Blissett, R., Susarla, S. M., & Weber, H. P. (2008). *Candida albicans* adherence to surface-modified denture resin surfaces. *Journal of Prosthodontics*, 17(5), 365–369. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00292.x>
- Park, S. E., Periathamby, A. R., & Loza, J. C. (2003). Effect of surface-charged poly (methyl methacrylate) on the adhesion of *Candida albicans*. *Journal of Prosthodontics*, 12(4), 249–254. [https://doi.org/10.1016/S1059-941X\(03\)00107-4](https://doi.org/10.1016/S1059-941X(03)00107-4)
- Pasricha, N., & Sidana, V. (2014). Evaluation of awareness and knowledge about denture cleansers among dental professionals. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14(1), 400–407. <https://doi.org/10.1007/s13191-013-0341-z>
- Pazokifard, S., Esfandeh, M., Mirabedini, S., Mohseni, M., & Ranjbar, Z. (2013). Investigating the role of surface treated titanium dioxide nanoparticles on self-cleaning behavior of an acrylic facade coating. *Journal of Coatings Technology and Research*, 10(1), 175–187. <https://doi.org/10.1007/s11998-012-9428-4>
- Perea-Lowery, L., Minja, I. K., Lassila, L., Ramakrishnaiah, R., & Vallittu, P. K. (2021). Assessment of CAD-CAM polymers for digitally fabricated complete dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(1), 175–181. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.12.008>
- Philips, R. (1996). *Skinner's Science of Dental Material* (11th ed.). WB Saunders Co.

- Ponraj, J. S., Attolini, G., & Bosi, M. (2013). Review on atomic layer deposition and applications of oxide thin films. *Critical Reviews in Solid State and Materials Sciences*, 38(3), 203–233. <https://doi.org/10.1080/10408436.2012.736886>
- Poskus, L. T., Placido, E., & Cardoso, P. E. C. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, 20(8), 726–732. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.10.006>
- Powers, J., & Wataha, J. (2008). *Dental Materials: Properties and Manipulation* (9th ed.). Mosby Publishers.
- Pustina-Krasniqi, T., Shala, K., Staka, G., Bicaj, T., Ahmedi, E., & Dula, L. (2017). Lightness, chroma, and hue distributions in natural teeth measured by a spectrophotometer. *European Journal of Dentistry*, 11(1), 36–40. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.202635>
- Puurunen, R. L. (2014). A short history of atomic layer deposition: Tuomo Suntola's atomic layer epitaxy. *Chemical Vapor Deposition*, 20(10), 332–344. <https://doi.org/10.1002/cvde.201402012>
- Quirynen, M., Marechal, M., Busscher, H., Weerkamp, A., Darius, P., & van Steenberghe, D. (1990). The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation: an in vivo study in man. *Journal of Clinical Periodontology*, 17(3), 138–144. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.1990.tb01077.x>
- Radford, D. R., Sweet, S., Challacombe, S., & Walter, J. (1998). Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. *Journal of Dentistry*, 26(7), 577–583. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(97\)00034-1](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(97)00034-1)

- Ragain Jr, J. C., & Johnston, W. M. (2001). Minimum color differences for discriminating mismatch between composite and tooth color. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 13(1), 41–48. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2001.tb00250.x>
- Rashahmadi, S., Hasanzadeh, R., & Mosalman, S. (2017). Improving the mechanical properties of poly methyl methacrylate nanocomposites for dentistry applications reinforced with different nanoparticles. *Polymer-Plastics Technology and Engineering*, 56(16), 1730–1740. <https://doi.org/10.1080/03602559.2017.1289402>
- Rawlings, R., Wu, J., & Boccaccini, A. (2006). Glass-ceramics: their production from wastes—a review. *Journal of Materials Science*, 41(1), 733–761. <https://doi.org/10.1007/s10853-006-6554-3>
- Reijnders, L. (2009). The release of TiO₂ and SiO₂ nanoparticles from nanocomposites. *Polymer Degradation and Stability*, 94(5), 873–876. <https://doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2009.02.0>
- Ren, J., Lin, H., Huang, Q., & Zheng, G. (2015). Determining color difference thresholds in denture base acrylic resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(5), 702–708. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.06.009>
- Renne, W., Wolf, B., Kessler, R., McPherson, K., & Mennito, A. S. (2015). Evaluation of the marginal fit of CAD/CAM crowns fabricated using two different chairside CAD/CAM systems on preparations of varying quality. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(4), 194–202. <https://doi.org/10.1111/jerd.12148>
- Renner, R., Lee, M., Andors, L., & McNamara, T. (1979). The role of *C. albicans* in denture stomatitis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 47(4), 323–328. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(79\)90254-8](https://doi.org/10.1016/0030-4220(79)90254-8)

- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Fujimoto, J. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics* (4th ed.). Elsevier Health Sciences.
- Roy Choudhury, A. K., & Naskar, B. (2019). Comparison of visual (MUNSELL) and instrumental measures (CIELAB) of coloured textile standard samples. *Research Journal of Textile and Apparel*, 23(4), 340–354. <https://doi.org/10.1108/RJTA-08-2018-0050>
- Rubino, M., Garcia, J., Del Barco, L. J., & Romero, J. (1994). Colour measurement of human teeth and evaluation of a colour guide. *Color Research & Application*, 19(1), 19–22. <https://doi.org/10.1111/j.1520-6378.1994.tb00055.x>
- Rudd, K. D. (1996). Processing complete dentures. *Dental Clinics of North America*, 40(1), 121–149. [https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)00167-7](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)00167-7)
- Russo, L. L., Caradonna, G., Troiano, G., Salamini, A., Guida, L., & Ciavarella, D. (2020). Three-dimensional differences between intraoral scans and conventional impressions of edentulous jaws: A clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(2), 264–268. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.04.004>
- Ruyter, I., Nilner, K., & Möller, B. (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental Materials*, 3(5), 246–251. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(87\)80081-7](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(87)80081-7)
- Sağsöz, N. P., Orhan, F., & Barış, Ö. (2023). Protez kaide materyaline *Candida albicans* tutulumunda protez temizleyici ajan konsantrasyonu ve uygulama süresinin etkisi. *Selcuk Dental Journal*, 10(1), 36–39. <https://doi.org/10.15311/selcukdentj.1108883>
- Sakaguchi, R., & Powers, J. (2012). *Testing of dental materials and biomechanics* (13rd ed.). Elsevier Mosby Inc.

- Samaranayake, L. (1986). Nutritional factors and oral candidosis. *Journal of Oral Pathology & Medicine*, 15(2), 61–65. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0714.1986.tb00578.x>
- Santi, M. R., Khodor, N., Sekula, M., Donatelli, D., & De Souza, G. M. (2024). Effect of cleaning solution on surface properties of 3D-printed denture materials. *Journal of Prosthodontics*, 1(1), 1–7. <https://doi.org/10.1111/jopr.13936>
- Saponaro, P. C., Yilmaz, B., Heshmati, R. H., & McGlumphy, E. A. (2016). Clinical performance of CAD-CAM-fabricated complete dentures: a cross-sectional study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 431–435. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.03.017>
- Sarafianou, A., Kamposiora, P., Papavasiliou, G., & Goula, H. (2012). Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(3), 178–185. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60053-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60053-5)
- Segal, E., Lehrman, O., & Dayan, D. (1988). Adherence in vitro of various *Candida* species to acrylic surfaces. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 66(6), 670–673. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(88\)90315-5](https://doi.org/10.1016/0030-4220(88)90315-5)
- Sengez, G., & Dörter, C. (2019). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 213–220. <https://doi.org/10.15311/selcukdentj.430209>
- Sharma, G., Wu, W., & Dalal, E. N. (2005). The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application*, 30(1), 21–30. <https://doi.org/10.1002/col.20070>
- Shinawi, L. A. (2017). Effect of denture cleaning on abrasion resistance and surface topography of polymerized CAD CAM acrylic resin denture base. *Electronic Physician*, 9(5), 4281–4288. <https://doi.org/10.19082/4281>

- Smith, W. F., & Hashemi, J. (2018). *Foundations of materials science and engineering* (6th ed.). McGraw-Hill Publishing.
- Sousa, F. A. C. G. d., Paradella, T. C., Koga-Ito, C. Y., & Jorge, A. O. C. (2009). Effect of sodium bicarbonate on *Candida albicans* adherence to thermally activated acrylic resin. *Brazilian Oral Research*, 23, 381–385.
<https://doi.org/10.1590/S1806-83242009000400006>
- Sproull, R. C. (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 453–457.
<https://doi.org/10.1067/mpr.2001.119827>
- Steinmassl, P.-A., Wiedemair, V., Huck, C., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Grunert, I., & Dumfahrt, H. (2017). Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clinical Oral Investigations*, 21(1), 1697–1705.
<https://doi.org/10.1007/s00784-016-1961-6>
- Stephen, J. (2003). Use of a reflectance spectrophotometer in evaluating shade change resulting from tooth-whitening products. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15(1), S42–S48. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2003.tb00317.x>
- Stobie, N., Duffy, B., McCormack, D. E., Colreavy, J., Hidalgo, M., McHale, P., & Hinder, S. J. (2008). Prevention of *Staphylococcus epidermidis* biofilm formation using a low-temperature processed silver-doped phenyltriethoxysilane sol–gel coating. *Biomaterials*, 29(8), 963–969.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.10.057>
- Strenk, S. A., Strenk, L. M., & Koretz, J. F. (2005). The mechanism of presbyopia. *Progress in Retinal and Eye research*, 24(3), 379–393.
<https://doi.org/10.1016/j.preteyeres.2004.11.001>

- Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289–1296. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0389>
- Sumi, Y., Kagami, H., Ohtsuka, Y., Kakinoki, Y., Haruguchi, Y., & Miyamoto, H. (2003). High correlation between the bacterial species in denture plaque and pharyngeal microflora. *Gerodontology*, 20(2), 84–87. <https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2003.00084.x>
- Tabachnick, B. G., & Linda, S. F. (2013). *Using Multivariate Statistics* (6th ed.). Pearson Education.
- Taşın, S., Güvenir, M., & Ismatullaev, A. (2023). Effects of Surface Characteristics of Conventionally Manufactured, CAD/CAM Milled, and 3D-Printed Interim Materials on Adherence of Streptococcus Mutans and Candida Albicans. *Cumhuriyet Dental Journal*, 26(3), 227–234. <https://doi.org/10.7126/cumudj.1228677>
- Tatlıdil, İ., Sökmen, M., Breen, C., Clegg, F., Buruk, C. K., & Bacaksız, E. (2011). Degradation of C andida albicans on TiO₂ and Ag-TiO₂ thin films prepared by sol–gel and nanosuspensions. *Journal of Sol-gel Science and Technology*, 60(1), 23–32. <https://doi.org/10.1007/s10971-011-2546-0>
- Taylor, R., Maryan, C., & Verran, J. (1998). Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(5), 592–597. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70037-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70037-X)
- Tee, D., Mariatti, M., Azizan, A., See, C., & Chong, K. (2007). Effect of silane-based coupling agent on the properties of silver nanoparticles filled epoxy composites.

- Composites Science and Technology*, 67(11), 2584–2591.
<https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2006.12.007>
- Tholt, B., Miranda-Júnior, W. G., Prioli, R., Thompson, J., & Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442–449.
<https://doi.org/10.2341/05-54>.
- Todd, R., & Holt, J. (1987). A Kennedy class I removable partial denture with a resilient liner. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 57(2), 247–249.
[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(87\)90155-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(87)90155-7)
- Türel, V. (2015). Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(1), 77–82.
<https://doi.org/10.17567/dfd.76859>
- Uğur, A., & Ay, N. (2018). Atomik Katman Biriktirme (ALD) Cihazları ve Çeşitlerindeki Gelişmeler. *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 6(4), 590–605.
<https://doi.org/10.21923/jesd.392032>
- Üçtaşlı, S., Wilson, H., & Zaimoglu, L. (1993). Variables affecting the fracture toughness of resin-based inlay/onlay systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(4), 423–431. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1993.tb01626.x>
- Valandro, L. F., Della Bona, A., Bottino, M. A., & Neisser, M. P. (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 253–259.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.002>
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>

- Van Noort, R., & Barbour, M. E. (2023). *Introduction to Dental Materials* (5th ed.). Elsevier Health Sciences.
- Verran, J., & Maryan, C. J. (1997). Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(5), 535–539. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(97\)70148-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(97)70148-3)
- Von Fraunhofer, J., & Suchatlampong, C. (1975). The surface characteristics of denture base polymers. *Journal of Dentistry*, 3(3), 105–109. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(75\)90060-3](https://doi.org/10.1016/0300-5712(75)90060-3)
- Waltimo, T., Brunner, T., Vollenweider, M., Stark, W. J., & Zehnder, M. (2007). Antimicrobial effect of nanometric bioactive glass 45S5. *Journal of Dental Research*, 86(8), 754–757. <https://doi.org/10.1177/154405910708600813>
- Waltimo, T., Siren, E., Torkko, H., Olsen, I., & Haapasalo, M. (1997). Fungi in therapy-resistant apical periodontitis. *International Endodontic Journal*, 30(2), 96–101. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.1997.00058.x>
- Waltimo, T., Vallittu, P., & Haapasalo, M. (2001). Adherence of *Candida* species to newly polymerized and water-stored denture base polymers. *International Journal of Prosthodontics*, 14(5), 457–460. <https://doi.org/10.5555/20023158107>
- Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11(3), 162–167. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572003000300002>
- Waters, M. G. J., Williams, D. W., Jagger, R. G., & Lewis, M. A. O. (1997). Adherence of *Candida albicans* to experimental denture soft lining materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(3), 306–312. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(97\)70188-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(97)70188-4)

- Watts, J. (2003). *An introduction to surface analysis by XPS and AES* (1st ed.). John Wiley and Sons.
- Webb, B., Thomas, C., Willcox, M., Harty, D., & Knox, K. (1998a). Candida-associated denture stomatitis. Aetiology and management: A review. Part 2. Oral diseases caused by candida species. *Australian Dental Journal*, 43(3), 160–166. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1998.tb00157.x>
- Webb, B., Thomas, C., Willcox, M., Harty, D., & Knox, K. (1998b). Candida-associated denture stomatitis. Aetiology and management: a review. Part 3. Treatment of oral candidosis. *Australian Dental Journal*, 43(4), 244–249. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1998.tb00172.x>
- Webb, B., Thomas, C., Willcox, M., Harty, D., & Knox, K. (1998c). Candida-associated denture stomatitis. Aetiology and management: A review: Part1. Factors influencing distribution of candida species in the oral cavity. *Australian Dental Journal*, 43(1), 45–50. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1998.tb00152.x>
- Wee, A. G., Monaghan, P., & Johnston, W. M. (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 657–666. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.125727>
- Westland, S. (2003). Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15(1), S5–S12. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2003.tb00313.x>
- Wong, D. M., Cheng, L. Y., Chow, T., & Clark, R. K. (1999). Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(3), 300–304. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70273-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70273-8)

- Xia, Y., Zhang, F., Xie, H., & Gu, N. (2008). Nanoparticle-reinforced resin-based dental composites. *Journal of Dentistry*, 36(6), 450–455. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.03.001>
- Yacob, N., Ahmad, N. A., Safii, S. H., Yunus, N., & Razak, F. A. (2023). Is microbial adhesion affected by the build orientation of a 3-dimensionally printed denture base resin? *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(1), 131. e131–131. e137. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.04.017>
- Yamauchi, M., Yamamoto, K., Wakabayashi, M., & Kawano, J. (1990). In vitro adherence of microorganisms to denture base resin with different surface texture. *Dental Materials Journal*, 9(1), 19–24. <https://doi.org/10.4012/dmj.9.19>
- Yang, B., Ginsburg, S., Li, W., Vilela, M. M., Shahmohammadi, M., Takoudis, C. G., & Wu, C. D. (2023). Effect of nano-ceramic coating on surface property and microbial adhesion to poly (methyl methacrylate). *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 111(8), 1480–1487. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.35247>
- Yanikoglu, N., Duymus, Z. Y., & Yilmaz, B. (2009). Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dental Materials Journal*, 28(3), 344–351. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.344>
- Yilmaz, K., & Özkan, P. (2010). Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence international*, 41(7), 125–131. <https://doi.org/20614035>
- Zhao, J., & Xie, D. (2009). Effect of nanoparticles on wear resistance and surface hardness of a dental glass-ionomer cement. *Journal of Composite Materials*, 43(23), 2739–2752. <https://doi.org/10.1177/0021998309345341>

EKLER

EK-1. Etik Bildirim ve İntihal Beyan Formu

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Graduate School of Health Sciences

ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU¹

Öğrencinin Adı ve Soyadı

Öğrencinin Numarası

Ana Bilim Dalı

Öğrencinin Kayıtlı Olduğu Program
Türü

Yukarıda bilgileri verilen tezin intihal tespit yazılımıyla (Turnitin) yapılan tarama sonucunda elde edilen benzerlik oranları aşağıdaki gibidir. Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi hâlde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz.

Bölümler	Benzerlik Oranı	Maksimum Benzerlik Oranları
I. Giriş	% 7	% 15
II. Genel Bilgiler	% 12	% 35
III. Materyal ve Metod	% 9	% 35
IV. Bulgular	% 10	% 15
V. Tartışma	% 11	% 20

Not: Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının %5'den büyük olmaması gerekir.

Tez Yazarı (Öğrenci)

Tez Danışmanı

¹ Bu form bilgisayar ortamında doldurulmalı, çıktısı imzalanıp tezin Ekler kısmına EK-1 olarak eklenmelidir.

EK-2. Etik Kurul Onay Formu

	T.C. ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI ETİK KURULU
Sayı : 45	27.06.2024
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA	
26.06.2024 tarihli yazınız ekinde gönderilen Anabilim dalınız öğretim üyesi Prof. Dr. 'nın birlikte hazırladıkları "<i>Nano Kaplamanın Kaide Materyallerinin Yüzey Özelliklerine, Renk Değişimine ve Mikrobiyal Tutulum Etkisinin İncelenmesi</i>" konulu doktora tezine ait etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur. Bilgilerinizi arz ve rica ederim.	
Eki: Etik Kurul Kararı	
Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM	
Tel : (442) 2360942	



T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 27/06/2024
Oturum Sayısı: 06/2024

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	
Araştırmanın Açık Adı	<i>"Nano Kaplamanın Kaide Materyallerinin Yüzey Özelliklerine, Renk Değişimine ve Mikrobiyal Tutulumuna Etkisinin İncelenmesi"</i>
Karar No	45.
Alınan Karar	'nın birlikte hazırladıkları <i>"Nano Kaplamanın Kaide Materyallerinin Yüzey Özelliklerine, Renk Değişimine ve Mikrobiyal Tutulumuna Etkisinin İncelenmesi"</i> konulu doktora tezi güncel Helsinki Bildirgesinde geçen kurallara uygun olarak ve Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine, bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcut oy birliği ile karar verildi