

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI PROTEZ TEMİZLEME SOLÜSYONLARI İLE
MUAMELE EDİLEN AKRİLİK KAİDE MATERYALLERİNİN
RENK STABİLİTELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Ahmet ŞANVER

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA
2017**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI PROTEZ TEMİZLEME SOLÜSYONLARI İLE
MUAMELE EDİLEN AKRİLİK KAİDE MATERYALLERİNİN
RENK STABİLİTELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Ahmet ŞANVER

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Filiz KEYF**

ANKARA

2017

13/11/2017

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Ahmet Şanver' in 13.11.2017 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Farklı Protez Temizleme Solüsyonları ile Muamele Edilen Akrilik Kaide Materyallerinin Renk Stabilitelerinin Karşılaştırılması" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Mehmet Muhtaroğulları



Tez Danışmanı : Prof. Dr. Filiz Keyf



Üye : Doç. Dr. Ferhan Keskin Eğilmez



ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Osman Taha KÖSEÖĞLU
Dekan Vekili



YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Fakültemiz tarafından onaylanan uzmanlık tezimin tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

- Tezimin tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.**

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

- Tezimin 13.11.2019 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.**

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

- Tezimin tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.**

- Serbest seçenek/Yazarın seçimi**


(imza)

13/11/2017

Ahmet ŞANVER

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Filiz KEYF danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. Ahmet ŞANVER

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen, desteğini ve güler yüzünü her zaman hissettiğim, tezimin her aşamasında bıkmadan yorulmadan katkıda bulunan çok kıymetli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Filiz Keyf'e,

Tez jürimde olarak beni onurlandıran ve yanımda olan Sayın Prof. Dr. Mehmet Muhtaroğulları ve Sayın Doç. Dr. Ferhan Keskin Eğilmez'e,

Eğitim sürecimde bilgi ve deneyimlerini daima benimle paylaşan, her zaman güler yüz ve hoşgörü ile yaklaşan, mesleki anlamda kendimi geliştirmemde büyük katkıları olan başta anabilim dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Mehmet Muhtaroğulları, Sayın Prof. Dr. Şenay Canay, Sayın Doç. Dr. Bahadır Ersu, Sayın Doç. Dr. Barış Güncü ve Sayın Doç. Dr. Güliz Aktaş olmak üzere, tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi değerli hocalarıma,

Dostluklarını kelimelerle anlatamayacağım, en başından en sonuna sonsuz desteklerini hissettiğim, her zaman yanımda olan, çok değerli arkadaşlarım; Fatma Pehlivanlar, Yunus Emre Özden, Aybike Şahlanan, Büşra Şenöz, Didem Karabekmez, Merve Köseoğlu Şahin, Burak Açar, Recep Türken ve Adnan Çağatay Öztürk'e

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalının tüm çalışanlarına,

Tez sürecimde yardımlarını esirgemeyen Uzm. Dr. Tahir Metin Pişkin ve Dr. Selim Güler'e,

Hayatlarına girdiğim andan itibaren sevgi ve desteklerini daima hissettiğim eşimin sevgili ailesine,

Onlara sahip olduğum için kendimi daima şanslı hissettiğim, her an yanımda olan ve benim bugünlere gelmem için büyük emek veren, sonsuz sevgilerini benden hiçbir zaman esirgemeyen sevgili kardeşlerim Mustafa ve Fatih Şanver, sevgili annem Fatma Şanver ve sevgili babam Ali Şanver'e,

8 yıldır hayatıma sayısız güzellikler katarak her koşulda yanımda olan, sevgisini, saygısını, dostluğunu ve desteğini her daim hissettiğim, başarılarımın arkasındaki gizli kahraman, en büyük şansım, hayat arkadaşım, çok kıymetli eşim Tuğçe Mehlika Şanver'e,

içtenlikle ve bütün kalbimle **Teşekkür Ederim.**

ÖZET

Şanver, A., Farklı protez temizleme solüsyonları ile muamele edilen akrilik kaide materyallerinin renk stabiliteilerinin karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Programı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2017. Hareketli bölümlü veya tam protezler dişsiz hastaların rehabilitasyonunda uzun yıllardır kullanılmaktadır. Protezin estetiğinin uzun dönemli korunması için renk stabilitesi, dikkate alınması gereken önemli bir ölçüttür. Temizleyici maddeler veya yöntemler akriliklerin yüzey morfolojisini bozabilir veya akriliğin beyazlamasına, protezin metal bölümlerinin ise kararmasına veya korozyona uğramasına yol açabilir. Bu çalışmanın amacı, farklı protez temizleme solüsyonlarıyla muamele edilen akrilik kaide materyallerinin, renk stabiliteilerinin in vitro koşullarda karşılaştırılmasıdır. Bu amaçla çalışmada dört adet ısı ile polimerize olan (meliodent heat cure, paladent 20, procryla ve rodex), dört adet kimyasal yolla polimerize olan (meliodent rapid repair, paladent rr, panacryl ve takilon) toplam sekiz akrilik kaide materyali kullanılarak 2 mm kalınlığa ve 15 mm çapa sahip disk şeklinde, her bir akrilik markasından 40 adet olmak üzere toplamda 320 adet örnek hazırlanmıştır. Protez kaidelerini taklit etmek amacıyla örneklerin sadece tek yüzü polisajlanmıştır. Her akrilik markasından 10'ar örnek üç farklı protez temizleme solüsyonunda üretici firma talimatlarına uygun sürede bekletilmiştir. Bu işlem 90 gün süre ile her gün için tekrar edilmiştir. Her markadan 10'ar örnek ise kontrol grubu olan suda bekletilmiştir. Doksan günün sonunda spektrofotometre cihazı kullanılarak örneklerin renk ölçümü yapılmıştır. CIE Lab renk sistemine göre ΔE değerleri hesaplanmıştır. İstatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 23.0 paket programı kullanılmıştır. Sonuç olarak tüm örneklerde renk değişimi gözlenmiştir. Protefix solüsyonunda bekletilen ısı ile polimerize olan Paladent akrilik materyalinde ve %1'lik sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletilen ısı ile polimerize olan Rodex ve kimyasal yolla polimerize olan Takilon akrilik materyallerinde renk değişimi daha fazla olmuştur. Bu değişim kontrol grubu olan su ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Örneklerin büyük çoğunluğunda polisajsız yüzeylerde renk değişimi daha fazladır. Isı ile polimerize olan Meliodent ve kimyasal yolla polimerize olan Takilon materyallerinin Protefix solüsyonunda bekleyen örneklerinde polisajsız yüzeylerde, polisajlı yüzeylere göre anlamlı derecede daha fazla renklenme görülmüştür. Diğer akrilik materyallerin polisajlı ve polisajsız yüzeyleri arasındaki renk değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Akrilik kaide materyali, renk stabilitesi, protez temizleme solüsyonu

ABSTRACT

Sanver, A., Comparison of color stability of acrylic base materials treated with different denture cleansing agents. Hacettepe University Prosthodontics Program Specialization Thesis, Ankara, 2017. Removable partial or full dentures have been used for many years for the rehabilitation of edentulous patients. Color stability is an important measurement to consider for long-term protection of the aesthetic of the denture. Cleansing agents or methods may disrupt the surface morphology of the acrylics or cause whitening of the acrylic and corrosion or black staining on the metal parts of the denture. The purpose of this study is to compare the color stability of acrylic base materials treated with different denture cleansing solutions under in vitro conditions. For this purpose, 40 acrylic discs from eight brands, for a total of 320 specimens were prepared, each with a diameter of 15 mm and thickness of 2 mm treated with four thermally polymerized (meliudent heat cure, paladent 20, procryla and rodex) and four chemically polymerized (meliudent rapid repair, paladent rr, panacryl and takilon) acrylic base materials. Only one side of the specimens was polished to imitate the denture base. Ten samples from each acrylic brand were stored in three different denture cleaning solutions in accordance with the manufacturer's instructions. This process was repeated every day for 90 days long. 10 samples from each brand were kept in the control group water. At the end of 90 days, the color of the samples was measured using a spectrophotometer. ΔE values were calculated according to the CIE Lab color system. For statistical analysis, IBM SPSS Statistics 23.0 was used. As a result, the color change was observed in all samples. The color change in the chemically polymerized Takilon acrylic materials and thermally polymerized Rodex with the 1% sodium hypochlorite solution and thermally polymerized Paladent acrylic materials with the Protefix solution was found statistically significant when compared to control group in water. The color change on the unpolished surface was more in the vast majority of samples. Heat-polymerized Meliudent and chemically polymerized Takilon materials kept in Protefix solution showed significantly more coloring on non-polished surfaces than polished surfaces. The color change between the polished and non-polished surfaces of other acrylic materials was not found statistically significant.

Keywords: Acrylic base material, color stability, denture cleansing agent

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN SAYFASI	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Polimerler	4
2.1.1. Polimerlerin Yapısı	4
2.1.2. Polimerizasyon ve Polimerizasyon Tipleri	6
2.2. Protez Kaide Maddeleri	7
2.2.1. Tanım ve Tarihsel Gelişim	7
2.2.2. Protez Kaide Maddelerinde Bulunması Gereken Özellikler	8
2.2.3. Protez Kaide Maddelerinin Sınıflandırılması	9
2.2.4. Modifiye Edilmiş Protez Kaide Maddeleri	14
2.3. Protez Hijyeni ve Temizleme Yöntemleri	17
2.3.1. Mekanik Yöntemler	21
2.3.2. Kimyasal Yöntemler	22
2.3.3. Protez Temizleme Yöntemlerinin Birlikte Kullanımı	25
2.3.4. Temizleme Yöntemlerinin Protez Kaide Maddelerinin Fiziksel Özellikleri Üzerindeki Etkileri	25

2.4. Işık ve Renk	27
2.4.1. Renk Sistemleri	29
2.4.2. Işık ve Renk ile İlgili Temel Kavramlar	34
2.4.3. Renk Değişimi	37
2.4.4. Renk Ölçümü ve Renk Ölçümünde Kullanılan Aygıtlar	38
3. GEREÇ ve YÖNTEM	42
3.1. Kullanılan Materyaller	42
3.1.1. Protez Kaide Materyalleri	42
3.1.2. Protez Temizleme Solüsyonları	47
3.2. Örnek Gruplarının Oluşturulması	47
3.3. Protez Temizleme Solüsyonlarının Hazırlanması	49
3.4. Temizleme Solüsyonlarında Bekletme İşlemleri	49
3.5. Renk Ölçümü	49
3.6. İstatistiksel Analizler	50
4. BULGULAR	51
5. TARTIŞMA	92
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	97
7. KAYNAKLAR	98
8. ÖZGEÇMİŞ	109

SİMGELER VE KISALTMALAR

ABD	Amerika Birleşik Devletleri
ANSI/ADA	Amerikan Uluslararası Standartlar Enstitüsü/Amerikan Dış Hekimleri Birliği
CIE	Uluslararası Işık Kaynağı Komisyonu (Commission International de l'Éclairage)
dk	Dakika
g	Gram
K	Kelvin
kPA	Kilopaskal
ml	Mililitre
mm	Milimetre
NBS	Ulusal Standartlar Bürosu
nm	Nanometre
PMMA	Polimetil Metakrilat
UDMA	Üretan dimetilakrilat
W	Watt
°C	Santigrat derece
%	Yüzde

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	Çizgisel, dallara ayrılmış ve çapraz bağlantılı polimerler.	5
2.2.	Elektromanyetik enerji spektrumu.	27
2.3.	Farklı dalga boylarındaki renk spektrumu.	27
2.4.	Munsell renk diyagramı.	29
2.5.	Hue (ton) ve Chroma (doygunluk)'nın Munsell renk siteminde gösterilmesi.	30
2.6.	Rengin parlaklığı (value).	31
2.7.	CIE renk diyagramı.	31
2.8.	CIE Lab sisteminde sayısal ifadelerin renksel karşılığı.	32
2.9.	Doğal dişlerin translüsent özelliği.	34
2.10.	Doğal dişlerin opak özelliği.	35
2.11.	Morötesi ışık altında doğal dişin floresans özelliği.	36
2.12.	Kontrast ve Parlaklık.	37
2.13.	Genelde klinik uygulamalarda kullanılan VITA Easyshade kolorimetre cihazı.	39
2.14.	Konica Minolta 3600A Spektrofotometre.	41
2.15.	Spectra Magic™ programında ölçüm değerleri.	41
3.1.	Mum örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp.	43
3.2.	Hazırlanan mum örnekler.	44
3.3.	Muflaya alınan mum örnekleri.	45
3.4.	Çalışmada kullanılmak üzere hazırlanan örnekler-1.	46
3.5.	Çalışmada kullanılmak üzere hazırlanan örnekler-2.	46
3.6.	Konica Minolta 3600A Spektrofotometre.	50

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
2.1. Protez kaide maddelerinin avantaj ve dezavantajları.	16
2.2. ΔE değerinin klinik olarak yorumlanması.	33
2.3. ΔE değeri renk değişim karşılığı (NBS).	33
3.1. Test edilen akrilik kaide materyalleri.	42
3.2. Protez temizleme solüsyonları, içerikleri ve üretici firmaları.	47
3.3. Solüsyonlara karşılık gelen akrilik kaide materyalleri sayısı.	48
4.1. Meliodent(h) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işleme göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.	51
4.2. Meliodent(c) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işleme göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.	51
4.3. Paladent(h) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işleme göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.	52
4.4. Paladent(c) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işleme göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.	52
4.5. Panacryl(c) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işleme göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.	53
4.6. Procryla(h) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işleme göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.	53
4.7. Rodex(h) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işleme göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.	54
4.8. Takilon(c) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işleme göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.	54
4.9. Meliodent(h) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması.	55
4.10. Meliodent(c) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması.	55

- 4.11. Paladent(h) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması. 56
- 4.12. Paladent(c) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması. 56
- 4.13. Panacryl(c) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması. 57
- 4.14. Procryla(h) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması. 58
- 4.15. Rodex(h) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması. 58
- 4.16. Takilon materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması. 59
- 4.17. Akrilik materyallerin bekleme solüsyonlarına göre ortalama renk değişimlerinin kontrol grubu ile karşılaştırılması. 60
- 4.18. Meliodent(h) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması. 62
- 4.19. Meliodent(c) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması. 62
- 4.20. Paladent(h) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması. 63
- 4.21. Paladent(c) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması. 63
- 4.22. Panacryl(c) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması. 64
- 4.23. Procryla(h) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması. 64
- 4.24. Rodex(h) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması. 65
- 4.25. Takilon(c) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması. 65
- 4.26. Akrilik kaide materyallerinin polisajlı ve polisajsız yüzeyleri arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması. 66

4.27.	Suda bekletilen akrilik kaide materyallerin ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.	67
4.28.	Corega solüsyonunda bekletilen akrilik kaide materyallerin ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.	69
4.29.	Protefix solüsyonunda bekletilen akrilik kaide materyallerin ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.	71
4.30	Sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletilen akrilik kaide materyallerin ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.	73
4.31.	Meliodont(h) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	76
4.32.	Meliodont(h) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	77
4.33.	Meliodont(c) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	78
4.34.	Meliodont(c) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	79
4.35.	Paladent(h) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	80
4.36.	Paladent(h) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	81
4.37.	Paladent(c) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	82
4.38.	Paladent(c) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	83
4.39.	Panacryl(c) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	84
4.40.	Panacryl(c) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	85
4.41.	Procryla(h) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	86
4.42.	Procryla(h) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	87
4.43.	Rodex(h) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	88
4.44.	Rodex(h) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	89
4.45.	Takilon(c) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.	90

- 4.46.** Takilon(c) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri. 91

1. GİRİŞ

Doğal dişin kaybı; kişide fonksiyonel, fonetik ve estetik problemlere neden olurken buna bağlı olarak da kişinin fizyolojik, biyolojik, sosyal ve psikolojik durumunu etkilemektedir (1). Diş kayıpları, kısmi veya tam dişsiz hastalarda protetik restorasyonlarla tedavi edilebilmektedir. Son yıllarda tedavi yöntemleri arasında implant destekli protezler önemli bir yer edinmiştir (2). Hareketli bölümlü veya tam protezler de dişsiz hastaların rehabilitasyonunda uzun yıllardır kullanılmaktadır. İmplant uygulamasının riskli veya kontrendike olduğu durumlarda da bu geleneksel protetik yaklaşımlardan yararlanır (3, 4).

Akrilik hareketli protezler laboratuvar ortamında veya ağızda çeşitli nedenlerle kirlenebilmektedir. Hareketli protezlerin kullanımı süresince protezin ilişkili olduğu dokuların sağlığının ve devamlılığının korunması önem taşımaktadır. Bu nedenle protezlerin temiz olması ve hijyen koşullarına uygun olması gerekmektedir. Protez üzerinde bakteriyel plak, gıda artıkları ve tartır birikimi protez stomatitinin oluşumunda önemli nedenlerdir. Bu birikimlerin olduğu protezlerde candida albicans türü mantarların da sıkça görüldüğü çeşitli araştırmalarda gösterilmiştir. Yine birçok araştırma, protez kullanan nüfusun çoğunluğunun protezleri temiz tutmada başarısız olduğunu göstermektedir (5-7). Bu nedenle iyi bir protez hijyeni sağlanması ve bunun korunması, protez stomatitinin önlenmesinde önemli rol oynamaktadır (8, 9).

Protezlerin temizlenmesinde hastalara genellikle mekanik ve kimyasal olmak üzere iki önemli yaklaşım tavsiye edilmektedir. Protezler ayrıca bu iki yöntemin kombinasyonu ile de temizlenebilir (10). Fırçalama, ultrasonik cihazların kullanımı ve mikrodalga fırınların kullanımı mekanik yöntemleri oluşturmaktadır. Kimyasal tipteki protez temizleyicileri ise temel bileşenlerine ve etki mekanizmalarına göre; alkalin peroksitler, alkalin hipokloritler, sulandırılmış asitler, dezenfektanlar ve enzimler olarak sınıflandırılır (11).

Protez üzerinde biriken plakların uzaklaştırılmasında mekanik temizlemenin mikrobiyolojik etkinliğinin az olması nedeniyle, özellikle yaşlı hastalarda temizleme işlemini kolaylaştırmak amacıyla kimyasal temizleme yöntemleri de yaygın bir şekilde önerilmekte ve protezlerin kimyasal olarak temizleme işlemleri protezin solüsyon

içerisine bırakılması ya da solüsyonların bir fırça yardımıyla proteze uygulanması ile gerçekleşmektedir. Kimyasal olarak en sık kullanılan protez temizleme yöntemi; protezin temizleyici solüsyonlara daldırılmasıdır. Alkalen peroksitler, tablet ya da toz halinde bulunurlar. Bunlar su içerisinde çözününce içeriğinde bulunan perborat reaksiyona girerek peroksit çözeltisi oluşturur. Sonuçta oksijen açığa çıkar ve mekanik bir etkiyle birikintileri yerinden sökerek protezden uzaklaştırılmasını sağlar (8, 11).

Ancak protezlerin mikrobiyolojik temizliği yapılırken, kimyasal temizleme ajanlarının protezlerde fiziksel, kimyasal veya mekanik değişikliğe neden olmaması gerekir (12). Teorik olarak bir protez, kullanıldığı süre boyunca birçok kez protez temizleme ajanlarına maruz kalacağı için, bu maddelerin plak temizleme etkilerinin yüksek olması kadar, protez materyali üzerinde zararlı bir etki oluşturup oluşturmaması da önemli ve bilinmesi gereken bir konudur (11).

Protezin estetiğinin uzun dönemli korunması için renk stabilitesi, dikkate alınması gereken önemli bir ölçüttür. Renk değişiminin olup olmaması bu materyallerin kullanılabilirliği üzerinde önemli bilgi verebilir. Renkte oluşan değişime bağlı olarak materyallerin parlaklığı değişir. Kullanılan materyalde renk değişiminin az olması materyallerin ve tekniklerin seçiminde dikkat edilmesi gereken bir faktördür (13, 14).

Renk değişiminin gözle değerlendirilmesi yanıltıcıdır. Görsel olarak yapılan değerlendirmeler subjektif gözlemlere dayandığı için renk değerlendirmelerinde farklılıklar olabilmektedir. Renk ölçüm cihazlarının kullanılması, rengin değerlendirilmesine ait temel zorlukların ortadan kaldırılmasını sağlamaktadır. Ayrıca renk ölçüm cihazları sayesinde nicel ölçümler yapılabilir, ölçümler tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar elde edilir (15).

Temizleyici maddeler veya yöntemler akriliklerin yüzey morfolojisini bozabilir (aşınma, rijitliğin azalması vb.) veya akriliğin beyazlamasına, protezin metal bölümlerinin ise kararmasına veya korozyona uğramasına yol açabilir (11).

Bu konuyla ilgili literatür incelendiğinde protez temizleme ajanlarının temizleme ve bakterisid yetenekleri hakkında çok sayıda araştırma yapılmasına karşın,

bu tür ajanların akrilik kaide materyalinin rengi üzerindeki etkileri hakkında yapılan araştırmaların yeterli olmadığı görölmektedir (8).

Bu çalışmanın amacı, farklı protez temizleme solüsyonlarıyla muamele edilen akrilik kaide materyallerinin, renk stabilitelerinin in vitro koşullarda karşılaştırılmasıdır.

Bu çalışmanın hipotezi, farklı protez temizleme solüsyonlarıyla muamele edilen akrilik kaide materyallerinin renk stabilitesinin değişmeyeceği üzerine kurulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

Akrilik protez kaide maddeleri polimer yapıda olup, farklı şekillerde polimerize olabilirler.(11)

2.1. Polimerler

Polimerler, birden fazla yapıdan meydana gelen molekül anlamına gelmektedir. Latince poli: çok, mer: parça olarak adlandırılır. Tek bir molekül olan mer, polimeri oluşturan tekrarlanan basit kimyasal yapıdır ve genellikle materyal adını bu kısımdan alır (16-20).

2.1.1. Polimerlerin Yapısı

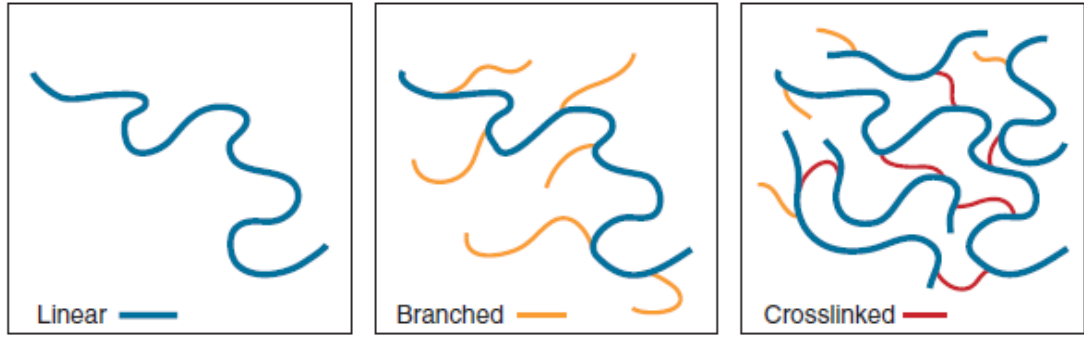
Polimerlerin Kimyasal Yapısı

Polimer, bir monomerin birbirini tekrarlayarak ve birbirine bağlanarak oluşturduğu büyük molekül olarak adlandırılır. Bu kimyasal reaksiyon da polimerizasyon adını alır. Polimeri oluşturan monomerler tek cins ise homopolimer, farklı cinslerde ise heteropolimer olarak adlandırılır (20). Diş hekimliğinde çoğunlukla homopolimer yapıdaki akrilik rezinler kullanılır (18). Polimeri oluşturan her bir ünite birbirine kovalent bağlarla bağlanırken, polimer zincirleri birbirlerine Van der Waals bağları ile bağlanmaktadır (17, 19, 20).

Van der Waals bağları, kovalent bağlar kadar iyi özelliklere sahip değildir, ısıya dayanıksızdır ve ısının yükselmesine bağlı olarak kolayca koparlar. Bu durum polimerin yumuşamasına ve deforme olmasına neden olur (20).

Polimerlerin Boyutsal Yapısı

Polimerlerin çizgisel (lineer), dallara ayrılmış (branched), çapraz bağlantılı (cross-linked) olmak üzere üç ana boyutsal yapısı bulunmaktadır (16, 17, 21). (Şekil 2.1.)



Şekil 2.1. Çizgisel, dallara ayrılmış ve çapraz bağlantılı polimerler (19).

Çizgisel ve dallara ayrılmış polimerlerde monomerler birbirlerine zayıf fiziksel bağlarla bağlanırlar. Ortamın ısı arttırıldığında bu bağlar kırılır, zincirler birbirleri üzerinden kayar hale gelir ve materyal yumuşar. Soğuma ile bağlar yeniden oluşur, eski haline geri döner ve sertleşme meydana gelir. Bu olayda kimyasal bir reaksiyon söz konusu değildir. Bu tipteki polimerlere ‘Termoplastik Polimer’ adı verilir. Örnek olarak polimetil metakrilat (PMMA), polistiren, polivinil akrilikler verilebilir. Çapraz bağlantılı polimerlerde, kovalent bağlı atomlar ağ yapısını oluştururken, esas bağlantılar zincirler arasındadır. Sonuç olarak polimer tek bir makromolekül şeklinde ortaya çıkar. Çapraz bağlantılı polimerlerde ısı artışı sonucu zincirlerin birbirleri üzerinden kayması olayı söz konusu değildir. Bu nedenle ısıtma ile yumuşamazlar ve ‘Termoset Polimerler’ olarak isimlendirilirler. Bu gruba örnek olarak silikonlar, cis-poliisopren, bisfenol A-diakrilat ve çapraz bağlantılı PMMA gösterilebilir (17, 22).

Polimerlerin Fiziksel Özellikleri

Deformasyon ve İyileşme

Polimer içerisinde meydana gelen gerilim ya elastik deformasyona (geri dönüşümlü) ya da plastik deformasyona (geri dönüşümsüz) sebep olabilir. Ayrıca, elastik ve plastik deformasyonun birleşiminden oluşan viskoelastik deformasyonda, uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra materyalin eski haline gelmesi zaman almaktadır (23).

Akışkanlık

Akışkanlık molekülün zincir uzunluğuna, çapraz bağlantı sayısına, ısı ve uygulanan kuvvet miktarına göre çeşitlilik gösterir. Polimerler; kendilerine uygulanan kuvvet sonucunda elastik ve plastik gerinim kombinasyonu ile deforme oldukları için polimerin eski haline gelmesi her zaman tam olarak mümkün olmayabilir. Bu iyileşme çeşidine viskoelastik iyileşme denir (23).

Sıvılarda Çözünme Özellikleri

Polimerlerin sıvı içinde çözünmeleri yavaş olmakla beraber; ortalama molekül ağırlığına, çapraz bağlantılı ve dallara ayrılmış olmasına, zincir uzunluğuna bağlı olarak değişmektedir. Uzun zincirli polimerler daha yavaş çözünürler, çapraz bağlantılar da çözünmenin gecikmesine neden olurlar, yüksek çapraz bağlı moleküller ise çözünmezler (23).

Sıvı Emme Özelliği

Protez kaide materyalinin sıvı absorpsiyonu istenmeyen sonuçlara neden olabilir. Sıvı emme, zincirler arasında kaymaya sebep olarak plastikleşmeye yol açar. Çapraz bağlantılı polimerlerde sıvı emme özelliği azalmıştır, bu da rezinin dayanıklılığını ve sertliğini güçlendirir (23).

2.1.2. Polimerizasyon ve Polimerizasyon Tipleri

Polimerizasyon, monomer moleküllerinin birbirleriyle kimyasal yollarla bağlanması sonucu, büyük molekül ağırlıklı polimerlerin oluşması işlemi olarak tanımlanmaktadır. Polimerizasyon iki temel yöntemle gerçekleşir. Bunlar; kondanzasyon polimerizasyonu ve ilave polimerizasyonudur (17).

Kondanzasyon Polimerizasyonu

İki molekülün tepkimeye girerek daha büyük üçüncü molekülü oluşturduğu polimerizasyon tipidir. Tepkime sonunda alkol ve su gibi yan ürünler oluşmaktadır. Diş hekimliğinde silikon ve polisülfid elastomerik ölçü maddelerinin polimerizasyonu kondanzasyon tepkimesi ile meydana gelir (17, 24).

İlave Polimerizasyonu

Diş hekimliğinde kullanılan akrilik rezinler ilave polimerizasyonu sonucu oluşmaktadır. Sıklıkla kullanılan PMMA, bu polimerizasyon reaksiyonu ile sertleşir. İlave polimerizasyon tepkimelerinde yan ürün oluşmamaktadır. Tepkimeyi hızlandırmak amacıyla ısı, ışık ve bazı kimyasallar kullanılabilir. İlave polimerizasyonu başlama, çoğalma, zincir aktarımı ve sonlanma olmak üzere dört aşamada gerçekleşir (17, 19). İlave polimerizasyonun başlayabilmesi için akrilik rezinin içerdiği benzol peroksitin parçalanarak serbest kökler oluşturması gerekir.(11)

2.2. Protez Kaide Maddeleri

2.2.1. Tanım ve Tarihsel Gelişim

Protez kaidesi; hareketli protezlerin, yapay dişleri üzerinde taşıyan ve destek dokular üzerinde yer alan taban kısmı olarak tarif edilmektedir (25).

Protez kaide maddelerinin tarihsel gelişimi teknolojinin gelişmesi ile paralellik göstermektedir. Tarihte diş eksikliklerinin tedavisi için, ilgili dönemin teknolojisine uygun malzemelerin kullanıldığı görülür. Malzemeler, zamanla teknolojinin gelişimine bağlı olarak ilerleme kaydetmiştir (19, 26, 27).

Tahta, kemik, fildişi, seramikler, metaller, metal alaşımları ve çeşitli polimerler gibi farklı materyaller protez kaide maddesi olarak kullanılmıştır. Materyal seçiminde, materyalin kolay ulaşılabilir olması, maliyet, fiziksel özellikler, estetik görünüm, kalite ve işlenebilirlik özellikleri önem taşımaktadır (19, 28).

İlk protezler kemik, tahta ve fildişi gibi doğal maddelerden yapılmışlardır. Döküm ve işleme yöntemlerinin gelişmesinden sonra altın, gümüş, alüminyum gibi metal ve metal alaşımlarından yapılan kaideler kullanılmıştır. 18. yüzyılın ikinci yarısında porselen, kaide maddesi olarak kullanıma sunulmuştur. Porselen, daha öncesinde kullanılan protez kaide maddelerine göre daha çok avantaja sahip olsa da manipülasyonunun kolay olmaması ve kırılğan yapısı nedeniyle kullanımdan kalkmıştır (19).

19. yüzyılın ikinci yarısından itibaren protez kaide materyali olarak vulkanize kauçuk kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonra polistiren, epoksi, polivinil akrilik,

polikarbonat, poliamid ve bir diğerk polimer olan PMMA kullanılmıştır. PMMA'nın kullanılmaya başlanmasıyla materyallerin fiziksel özellikleri, estetik kalitesi ve uygulama kolaylığı açısından büyük ilerlemeler kaydedilmiştir. Yine bu dönemlerde kullanılan polistiren, polivinil akrilik, poliamid ve ışıkla aktive olan üretan dimetakrilat, PMMA tarafından sağlanan fiziksel ve estetik özellikleri göstermede yetersiz kalmıştır (19, 28).

2.2.2. Protez Kaide Maddelerinde Bulunması Gereken Özellikler

Protez kaide maddesi olarak kullanılacak materyallerin çeşitli özelliklere sahip olması gerekmektedir. Bunlar;

1. Çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli dirençte olmalıdır.
2. Yeterli düzeyde ısı iletebilmelidir.
3. Ağız içinde ve dışında boyutsal değişikliğe uğramamalıdır.
4. Kimyasal olarak stabil olmalıdır.
5. Ağız sıvılarında çözünmemelidir.
6. Tadı ve kokusu olmamalıdır.
7. Doku ile uyumu iyi olmalıdır, ağız içi dokulara toksik veya alerjik etki yapmamalıdır.
8. Rengi doğal ve stabil olmalıdır.
9. Plastik, metal ve porselene bağlantısı yeterli olmalıdır.
10. Yapımı ve tamiri kolay olmalıdır.
11. Maliyeti uygun olmalıdır.
12. Parlatılabilir olmalıdır.
13. Bir kısmı veya tamamı yutulduğunda radyografide tespit edilebilmesi için radyopak olmalıdır.
14. Yoğunluğu düşük değildir.
15. Temizliği kolay olmalıdır.
16. Raf ömrü uzun olmalıdır.
17. Yüksek elastik modülüsü, yüksek yorgunluk direnci, yüksek çarpma direnci, yeterli esneklik, yüksek aşınma direnci gibi mekanik özelliklere sahip olmalıdır.
18. Düşük artık monomer içermelidir.

19. Mikroorganizmaların yerleşmesine ve üremesine izin vermemelidir (11, 29-31).

2.2.3. Protez Kaide Maddelerinin Sınıflandırılması

Protez kaide maddeleri polimer yapılarına ve polimerizasyon yöntemlerine göre farklı şekillerde sınıflandırılabilir (32).

Polimer yapısına göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır;

1. Poliakrilik asit ester
2. Polivinil ester
3. Polistiren
4. Polikarbonat
5. Polisülfon
6. Lastik modifiye polimetakrilik asit ester
7. Polidimetakrilik asit ester
8. Poliasetal rezin/Polioksimetilen (POM)

Protez kaide maddeleri, polimerizasyon yöntemleri dikkate alınarak uluslararası standartlara göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır (33):

Tip 1: Isı ile polimerize polimerler

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Pat

Tip 2: Otopolimerize polimerler

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Toz ve likit akışkan tip

Tip 3: Mikrodalga ile polimerize olan polimerler

Tip 4: Görünür ışıkla polimerize olan polimerler.

Bir başka sınıflamaya göre ise kaide maddeleri polimerizasyon tiplerine göre şu şekilde sınıflandırılmaktadır (11, 31):

1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler
 - i. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği ile polimerize olan akrilik rezinler
 - ii. Enjeksiyon kalıplama tekniği ile polimerize olan akrilik rezinler
2. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler
3. Işık ile polimerize olan akrilik rezinler
4. Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinler

Isı İle Polimerize Olan Akrilik Rezinler

a. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği ile polimerize olan akrilik rezinler

Bu yöntemde kullanılan rezinler genellikle polimer (toz) ve monomer (likit) bileşenlerden oluşmaktadır. Günümüzde protez kaide maddesi yapımında en sık kullanılan yöntemdir. Polimer ve monomer üretici firma tarafından belirtilen uygun oranlarda karıştırılıp, karışım hamur kıvamına geldiğinde mufla içerisindeki protez boşluğuna yerleştirilip mufla kapatılır ve pres altında basınç uygulanır. Sıcak su banyosuna konularak ısı ile polimerizasyonu sağlanır. Polimer/monomer oranı hacimsel olarak 3/1 olacak şekilde ayarlanır. Polimer ile monomerin fiziksel reaksiyonu esnasında ıslak kum, liflenme, hamurlaşma-çalışma ve lastik aşaması olmak üzere dört aşama bulunmaktadır. Muflalama işlemi hamurlaşma aşamasında gerçekleştirilir (34).

Amerikan Uluslararası Standartlar Enstitüsü/Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ANSI/ADA) Spesifikasyon No: 12 tarafından, protez kaide rezinleri için karıştırma işleminin başlamasından itibaren 40 dakikadan daha az bir zamanda hamur aşamasına gelmesi öngörülmektedir. Klinik kullanımda rezinlerin çoğunluğu 10 dakikadan daha az sürede hamur aşamasına gelmektedir. Hamur aşamasında kalma süresi, protez kaide rezininin çalışma zamanı olarak tanımlanmaktadır. ANSI/ADA Spesifikasyon No: 12'ye göre hamurun en az 5 dakika şekillenebilir halde olması gerekmektedir (29, 34, 35).

Isı ile polimerizasyon egzotermik bir reaksiyon olduğu için polimerizasyon ısısı 74°C dolaylarında tutulmalıdır. Polimerizasyon işlemi sırasında karbonların çift

bağları parçalanarak tek bağ haline gelir ve bu aşamada dışarı çıkan enerji ısıya dönüşür, bunun sonucunda sıcaklık artışı meydana gelir. Sıcaklık artışıyla monomer daha hızlı hareket eder ve akışkan bir hal alır, bu aşamada benzoilperoksit hızlı bir şekilde parçalanır (19, 20, 31).

Isıtma işleminin gerçekleşme koşulları, yapısı ve süresi polimerizasyon siklusu olarak isimlendirilmektedir (19, 36).

Polimerizasyon Siklusları:

Uzun-yavaş ısı polimerizasyon ve hızlı polimerizasyon olmak üzere iki tipte incelenebilir. Uzun-yavaş ısı polimerizasyon siklusunda akrilik rezin su banyosu ünitesi içerisinde 74°C'de 8 saat veya daha uzun süre ile polimerize edilir. İlave kaynatma yapılmaz. Kontrol edilemeyen ısı artışı, monomer kaybı veya protez kaidesinde pörözite oluşumu gibi istenmeyen etkilerin meydana gelmesine sebep olabilir (19, 37-39).

İlave kaynatmanın uygulandığı yöntemde, rezin 74°C'de 8 saat süre ile polimerize edildikten sonra suyun sıcaklığı 100°C'ye çıkarılır ve 1 saat daha ilave kaynatmaya maruz bırakılır (19, 39).

Başka bir polimerizasyon yönteminde ise, rezin 74°C'de 2 saat süre ile polimerize edilir, sonrasında 100°C'de 1 saat daha ilave kaynatmaya maruz bırakılır (17, 19, 20, 40).

Hızlı kaynatma işleminde muflalar preslendikten sonra brit ile sıkılır ve tamamı suyun içinde kalacak biçimde soğuk su dolu bir kaba yerleştirilir. Isı kaynağı uygun şekilde ayarlanır ve kaynar suda en az 30 dakika kalması sağlanır. Sonra muflalar kendi suyu içinde ya da sudan çıkarılarak soğumaya bırakılır (41).

Genellikle tercih edilen rezinlerin konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize edilmesi olup bu tip rezinlerin avantajları; estetik uyum sağlaması, maliyetinin düşük olması, yapımının, tesviye ve cilalama işlemlerinin kolay olmasıdır. Dezavantajları ise; darbeye ve bükülmeye dayanıklılığının düşük olması, lokal doku reaksiyonuna ve alerjik reaksiyonlara neden olmasıdır (17).

b. Enjeksiyon kalıplama tekniği ile polimerize olan akrilik rezinler

Enjeksiyon kalıplama tekniğinde, akrilik hamuru işlem boyunca devam eden 6 atmosferlik hava basıncı altında, özel mufla içerisindeki protez boşluğuna enjeksiyon ile gönderilir ve ısı ile polimerize edilir. Bu yöntemde mekanizma, sürekli ve sabit basınç altında ilave rezinin daima hazırda bulunması ile çalışır. Bu sistem, polimerizasyon büzülmesinin tamamen ortadan kaldırılarak doku uyumunun mükemmel olduğu protezler yapılması prensibine dayanmaktadır (11).

Akrilik rezin dozu ayarlanmış olarak özel kutu içerisinde bulunur. Böylelikle hatalı dozaj söz konusu olmaz. Karışım elle değil, vibratör yardımıyla yapılır. Bu sayede daha homojen bir yapı oluşur. Bunun yanında materyalin kirlenmesi ve deri irritasyonu da nlenmiş olur (11).

Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerin avantajları; kapanış provasının yapılmaması, daha homojen yapıda kaide plaklarının elde edilmesi, protezin dokulara iyi uyum sağlaması, przitenin hemen hemen hiç görülmemesi olarak sayılabilir (17). Dezavantajları ise; özel muflalar, yardımcı enjeksiyon ekipmanı gibi özel araçlar gerektirmesi, maliyetinin yüksek olması, çatlak oluşumu ve akma direncinin düşük olmasıdır (17).

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler, dışardan ısı uygulama gereksinimi olmadan oda sıcaklığında polimerize olabilen kaide maddeleridir. Genellikle soğuk akrilik, kendi kendine sertleşen akrilik, otopolimerizan rezin ya da tamir akriliği olarak isimlendirilir. Diğer polimerize olan rezinlerden farklı olarak, polimerizasyonu başlatıcı ajan olan benzolperoksitin parçalanarak serbest radikaller oluşturması olayı, ısı yerine kimyasal bir aktivatrle sağlanmaktadır (42). Çoğu zaman, kimyasal aktivasyon monomer içine dimetil-para-toluidin gibi bir tersiyer amin ilavesi ile sağlanır. Bu amaçla sülfirik asit veya bu asitin daha stabil tuzları da kullanılmaktadır (11, 43).

Dökülebilir ve akışkan rezin tiplerinin ince partiküllü olmasına karşın yüksek molekül ağırlıklı olmaları nedeniyle doku uyumlarının daha iyi olduğu

belirtilmektedir. Ayrıca materyalin, laboratuvar işlemlerinin zahmetsiz olması, zaman ve tasarruf sağlaması avantajları olarak gösterilmektedir (19).

Muflaya alma işlemi sırasında materyalde hava boşlukları kalması, dişlerin yerlerinin değişerek okluzal uyumun bozulması, plastik dişlerle bağlantısının zayıf olması, özellikle ön bölgede koleye yeteri kadar rezin ulaşmaması gibi uygulama aşamasında karşılaşılan dezavantajları da mevcuttur (19, 35).

Kimyasal olarak polimerize olan rezinlerin, ısı ile polimerize olan rezinlerle karşılaştırıldığında boyutsal stabilitesi daha düşük, artık monomer miktarı daha fazla, renk uyumu daha kötü, düşük molekül ağırlıklı olduğu için de yapısı daha zayıf ve polimer yapısı düzensizdir (19, 44).

Işık ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Işık ile polimerize olan akrilik rezinler, 1980'lerin başında kaide materyali olarak kullanıma giren; sabit ve hareketli protez yapımında, maksillofasiyal protezlerin yapımında, protez astar materyali olarak, bireysel ölçü kaşıklarının yapımında veya protez kaide materyallerinin tamirinde, implantolojide ve ortodontide sıklıkla kullanılmaktadır (17, 19, 20, 45). Tam protez kaide maddeleri sıklıkla ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerden üretilmesine rağmen, ışıkla polimerize olan, uygulamada hız ve kolaylık sağlayan rezinler de bulunmaktadır (46).

Esasen belirli bir dalga boyundaki ışığa karşı duyarlı olan üretan dimetilakrilat (UDMA) adlı özel bir rezinden oluşmaktadır. Işıkla polimerize olan UDMA esaslı ilk sistem Dentsply firması tarafından üretilen Triad'dır. Fakat bu materyalin kullanımı, düşük darbe direncinden dolayı sınırlandırılmıştır (47-49). Bunun sonrasında UDMA içerikli ışıkla aktive olan Eclipse rezin sistemi geliştirilmiştir. Yüksek molekül ağırlıklı akrilik rezin monomerleri bir matris oluşturmakta ve 400-500 nm'lik mavi bir ışıkla polimerizasyonu sağlanmaktadır. Başlatıcı ajan olarak ise kamforokinon adlı madde kullanılmaktadır (35).

Geleneksel kalıplama yöntemleri yerine UDMA esaslı rezin, model üzerine adapte edilerek ışıkla polimerize edilir. Polimerizasyon işlemi esnasında rezine oksijen girişi polimerizasyona engel olur ve bu durumu ortadan kaldırmak için rezin üzerine

karboksimetilselüloz esaslı bir hava bariyeri bileşiği uygulanır. Diş dizimi için sisteme diğer bir rezin katmanı uygulanır ve bunun polimerizasyonu da yine 400-500 nm dalgaboylu mavi ışıkla gerçekleştirilir (17).

Geleneksel protez kaide maddelerinde polimerizasyon büzülmesi yaklaşık %6 iken, UDMA esaslı ışıkla polimerize olan rezinde polimerizasyon büzülmesi %3 olarak belirtilmektedir. Işıklı polimerize edilen kaide plağında artık monomer bulunmaz, polimerizasyon sırasında ortama ısı çıkışı olmaz ve irritasyon meydana gelmez, polimerizasyon süresi kısa, çalışma süresi uzundur, dokuya adaptasyonu iyidir. Ağız içerisinde kısmen polimerize edilip modelde polimerizasyonu tamamlanır. Protez kaidesinin rezinleri ile iyi bağlantı kurabilir, ilave yapılabilir. Astar materyali olarak kullanıldığı zaman manipülasyonu kolaydır ancak polimerizasyonu için özel ışık cihazları gerekmektedir (47, 48).

Mikrodalga İle Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Mikrodalga ile polimerizasyon yönteminde ısı, materyalin hem içinde hem de dışında hemen hemen eşit bir biçimde ve hızla artmaktadır. Kullanılan rezin geleneksel polimerizasyon yönteminde kullanılan rezin olabildiği gibi, bazı firmalar tarafından üretilen mikrodalga rezinleri de olabilir. Geleneksel yöntemde alçının kenarlarındaki ısı, orta kısımlardan daha yüksek olup, mikrodalga ile ısıtma yönteminde ise tam tersi orta kısım daha önce ısınmaktadır. Yine bu yöntemde artık monomer miktarı azalmakta ve zamandan kazanılmaktadır ancak hızlı ısı artışına bağlı olarak rezin polimerizasyonunda boşlukların ve düzensizliklerin olduğu tespit edilmiştir. Bu yöntemde teflon, polyester, quartz veya bunların karıştırılmasından oluşan yalıtkan mufla sistemi kullanılmaktadır (11, 50-52).

2.2.4. Modifiye Edilmiş Protez Kaide Maddeleri

Konvansiyonel metakrilat rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini arttırmak ve su emilimini azaltmak için polimer yapısında değişiklikler yapılarak modifiye edilmiş akrilik malzemeler geliştirilmiştir. Su molekülleri, konvansiyonel akriliklerde hidrofilik polimer zincirlerinin arasına girerek onları ayıracak bir kuvvet oluşturabilmektedir. Bu sebeple metakrilat rezinlerde su emilimini azaltmak için floro ya da strien tipi monomerler eklenebilmektedir veya akrilik kitle polimerizasyonunun

lastik fazında graft kopolimerler oluşturmak için kimyasal değişiklikler yapılabilmektedir. Bu değişim maddenin darbe dayanımını arttırmakta ama sertlik ve katılık değerlerinde düşüğe neden olabilmektedir (53).

Tablo 2.1. Protez kaide maddelerinin avantaj ve dezavantajları (17, 53).

Protez Kaide Maddesi	Yapılma Şekli	Avantajları	Dezavantajları
Kimyasal yolla polimerize olan PMMA	<ul style="list-style-type: none"> • Hamur ile veya akışkan formda agar agar ile kalıplama 	<ul style="list-style-type: none"> • Boyutsal doğruluk • Dökülebilir rezinlerin mufla açılışlarının oldukça kolay olması • İşlem süresi kısa 	<ul style="list-style-type: none"> • Artık monomer yüksek • Akma oranı yüksek • Katılık değeri düşük • Darbe dayanımı düşük • Renk stabilitesi yok
Enjeksiyon yöntemi ile polimerize olan rezin		<ul style="list-style-type: none"> • Boyutsal doğruluk • Düşük artık monomer • Esnekliği yüksek 	<ul style="list-style-type: none"> • Akma değeri yüksek • Artık monomer fazla • Renk stabil değil • Katılık değeri düşük • Diş ile bağlanma zayıf
Mikrodalga ile polimerize olan PMMA	<ul style="list-style-type: none"> • Fiberle güçlendirilmiş plastik mufla ile mikrodalga fırında 500-600 W ile 3 dk 	<ul style="list-style-type: none"> • İşlem süresi kısa • İşlem tekniği kolay ve temiz • Boyutsal doğruluk iyi • Fiziksel ve mekanik özellikleri iyi 	<ul style="list-style-type: none"> • Yüksek maliyet • Muflalar kırılabilir • Zaman ve sıcaklık yanlı olursa porözite varlığı
Işıklı polimerize olan rezinler	<ul style="list-style-type: none"> • Muflalamaya gerek yok • Yoğun görünür ışıkla özel ışıklı fırında (400-500 nm) 10 dk polimerizasyon 	<ul style="list-style-type: none"> • İşlem basit ve kısa • Metakrilat monomeri yok • Polimerizasyon büzülmesi zayıf • Uyumu iyi • Darbe dayanımı iyi 	<ul style="list-style-type: none"> • Yüksek maliyet • Rezin diş ile bağlantısı zayıf • Elastik modulus düşük • Esneklik dayanımı düşük
Konvansiyonel ısıyla polimerize olan rezinler	<ul style="list-style-type: none"> • Alçı-mufla ve hamur ile kalıplama • Kısa/uzun su banyosu 	<ul style="list-style-type: none"> • Biyouyumluluk iyi • Yoğunluk düşük • Ağız sıvılarında çözünürlük düşük 	<ul style="list-style-type: none"> • Termal iletkenlik zayıf • Darbe ve esneklik dayanımı düşük
Lastikle güçlendirilmiş PMMA	<ul style="list-style-type: none"> • Alçı-mufla ve hamur ile kalıplama • Kısa/uzun su banyosu 	<ul style="list-style-type: none"> • Darbe dayanım değeri yüksek 	<ul style="list-style-type: none"> • Katılık/Rijidite oranı düşük • PMMA'dan pahalı
Fiberle güçlendirilmiş PMMA	<ul style="list-style-type: none"> • Alçı-mufla ve hamur ile kalıplama • Su banyosu 	<ul style="list-style-type: none"> • Darbe ve esneklik dayanımı yüksek • Yorgunluk direnci yüksek 	<ul style="list-style-type: none"> • Estetik değil • Yüzey bitimi zayıf • Üretim zamanı uzun • Fiberi yerleştirmek zor

2.3. Protez Hijyeni ve Temizleme Yöntemleri

Hareketli protezlerin temizliği ve dezenfeksiyonu, hem hasta sağlığı, hem de hasta, diş hekim, yardımcı personel ve teknisyen arasında çapraz bulaş riskini önlemek amacıyla büyük önem arz etmektedir. Bu yüzden diş hekimleri, protezlerin dezenfeksiyonuna ayrıca önem göstermeli, personelini ve hastalarını protez temizliği ve dezenfeksiyonu hususunda bilgilendirmelidir (54).

Dezenfeksiyon, patojen mikroorganizmaların uzaklaştırılması veya inaktive edilmesine dayanan bir işlemdir. Bu işlem esnasında virüs ve sporlar ölmeyebilir. Sterilizasyon ise; bakteri ve mantarların vejetatif ve spor şekillerinin ve dirençli virüslerin öldürülmesi işlemine verilen addır. Diş hekimliğinde otoklav, kuru sıcak hava, gaz tatbiki gibi yöntemlerin yanında etilen oksit gazı ve mikrodalga enerjisi de protezlerin sterilizasyonu için kullanılabilir. Ancak sterilizasyon yöntemlerinin, akrilik protez kaidesinde meydana getirebileceği deformasyon riski ve maliyet bakımından kullanılması uygun değildir. Dezenfeksiyon yöntemleri daha pratik oldukları için tercih edilmektedir (11).

Ülkemizde yapılan araştırma verilerine bakıldığında, protez kullanıcısının yaşının artması ile, protezin kirlilik düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artış görülmektedir. İncelenen veriler, tam protez hastalarının yetersiz protez hijyenine sahip olduğunu ve çoğunun kirli ya da çok kirli protezler kullandığını göstermektedir (55).

Protez kaide maddelerinin gözenekli yapısı ve diş etine benzer bir görünüm elde etmek amacıyla akrilik yüzeyinde yapılan işlemler, dişler arası boşluklar veya hareketli bölümlü protezlerin kroşe gibi komponentleri, besin ve mikroorganizma birikimi için retantif alanlar oluşturmaktadır. Bunlara ek olarak akrillere polimerizasyonu veya tesviye-cila işlemleri esnasında oluşabilecek hatalar da protez yüzeylerinde küçük çizikler, çukurcuklar ve mikroporöziteye yol açabilmektedir. Tüm bu nedenlerden dolayı, protez yüzeylerinin kirlenmesi ve mikroorganizmaların tutunması daha kolay olmaktadır. Protezler, yapım aşamasında (laboratuvar işlemlerinde) ya da kullanırken kirlenebilmektedir (11).

Protezlerin Laboratuvar Aşamasında Kirlenmesi

Protezlerin yapım ve tamir işlemleri sırasında kullanılan çeşitli malzemeler, araç ve gereçler, pomza karışımı yapmak amacıyla kullanılan su, laboratuvardaki personelin elleri gibi faktörler protezlerin pek çok farklı enfeksiyon ajanı ile kontamine olmasına yol açabilir. Bu durum, kirlenmiş protez aracılığı ile sağlıklı hastalara birçok patojen mikroorganizma geçmesine, oral, gastrointestinal ve pulmoner hastalıkların oluşmasına neden olabilir. Ayrıca bu durumun aksine, kirli protezlerin tamirleri sırasında protez üzerinde bulunan bakterilerin laboratuvardaki havaya dağılmasıyla personelin el, vücut derisine ve cihazlara bulaşması; laboratuvar çalışanları, diş hekimi ve başka hastalar için büyük bir risk oluşturabilmektedir (11).

Laboratuvarda yapım aşaması tamamlanan protezler, ciladan sonra genellikle su ve sabun ile yıkanarak temizlenmektedir. Fakat mikroorganizmalar, çoğunlukla protez plağındaki çukurcuklar ve küçük yüzey poröziteleri içinde buldukları için temizlenmeleri kolay olmamaktadır. Protez kaide plağındaki mikroorganizmalar, polisaj işlemi esnasında pomzanın aşındırıcı etkisiyle bulunduğu yerden uzaklaşabilmekte ve pomza partiküllerine yapışabilmektedir. Kullanılmış veya yapım aşamasındaki protezlerden alınan mikrobiyolojik kültürlerde lokal ve sistemik hastalıklarla ilgili pek çok patojen mikroorganizma bulunmuştur. Bu patojenlerin hastalık oluşturma riski özellikle yaşlı ve tıbbi tedavi alan vücut direnci düşük hastalarda çok daha fazla olmaktadır (17).

Bu durumda hem hastada meydana gelebilecek zararları hem de çapraz bulaşı önlemek amacıyla, laboratuvar aşamasında da protezlerin dezenfeksiyon ve sterilizasyonuna gerekli özen gösterilmelidir (54).

Protezlerin Ağız İçerisinde Kirlenmesi

Protezlerin ağız içerisinde kirlenmeleri ilk olarak bakteri plağının oluşmasıyla başlamaktadır. Bakteri plağı protezden uzaklaştırılmaz ise tartır oluşumu gözlenebilmektedir. Bu süreç üç aşamadan oluşmaktadır:

1. Başlangıç aşamasında besin ve mürin artıkları yüzeylerde birikmektedir. Bu artıklar en basit temizleme işlemlerine dahi direnç göstermeden, sabun yardımıyla hafif bir fırçalama ile çıkartılabilmektedir.

2. Protez yüzeyinde biriken mürin ve besin artıkları yüzeyden uzaklaştırılmaz ise zamanla protez kaide maddesine daha sıkı tutunur ve plak adı verilen bir tabaka oluşturur. Zamanla plak, besin maddelerinin bozulmasıyla birlikte sigara dumanından oluşan lekelerin birikmesi için tutucu bir yüzey görevi görebilir. Bu tutucu yüzeye, aynı zamanda tükürükte bulunan kalsiyum tuzları da çökebilir.

3. Plak tabakasının üzerindeki kalsifikasyon, organik matriks tümüyle kireçleninceye kadar devam etmektedir. Bu üçüncü aşama tartır oluşumu evresidir. Tartır genelde tükürük kanallarına yakın yüzeylerde oluşmaktadır. Bu birikim zamanla protez üzerinde etkin bir hal alır ve içerisinde birçok potansiyel patojen mikroorganizma barındırmaya başlar (11).

Protez üzerinde oluşan kalsifikasyon tabakası, yapay dişler arasında oluşan birikimlerdir. Doku yüzeyinde meydana gelen bakteri plağı ise, protezin mukoza ile uzun süre temasta kalması sonucu dokuda patolojik değişiklikler oluşturabilmektedir. Bu patolojik değişiklikler protez kullanan hastaların çoğunda görülen ‘protez stomatiti’ olarak adlandırılan değişikliklere neden olabilmektedir (54).

Protez stomatiti, hareketli protezlerin kaide plağı altında ve onun sınırları içinde yaygın şekilde görülen iltihabi eritemli bir oluşumdur. Genellikle damak mukozasında görülebilmekle birlikte nadir olarak alt kret mukozasında da görülebilir. Kaide plağındaki mukoza kırmızı bir görünümde; genelde ağrı, yanma, yara hissi gibi semptomlar olmadığı için hastalar böyle bir değişimin çoğu zaman farkında değildir. Mukoza üzerinden ve kaide plağı içinden alınan smear örneklerinde çoğunlukla candida albicans türü mantarlara rastlanmaktadır. Yapılan elektron mikroskobu incelemesinde mantar kolonilerinin mukozadan daha çok, kaide plağının iç yüzeyinde olduğu gösterilmektedir (53).

Protez stomatiti oluşumunu kolaylaştıran diabetes mellitus, demir ve vitamin eksiklikleri, çeşitli nedenlere bağlı hiposalivasyon, doku direncini düşüren çeşitli hastalıklar, immün sistemle ilgili çeşitli rahatsızlıklar ve anasidik gastritis gibi endojen faktörler de bulunmaktadır. Ağız kuruluğu, sigara içilmesi, yüksek karbonhidratlı

diyet alınması, geniş spektrumlu antibiyotikler kullanılması, protezin yaşı ve devamlı kullanılması, protez hijyeninin zayıf olması gibi lokal nedenler de protez stomatiti için ortam sağlamaktadır. Ayrıca, dikey boyut hataları, protezin stabilitesinin bozulması, protez defektleri, hatalı sentrik oklüzyon ve dengelenmeyen artikülasyon travmanın meydana gelmesine neden olan mekanik faktörler olarak sayılabilir (11, 53, 56).

Uyumu kötü olan protezlerin neden olduğu travma, protez stomatiti oluşumunda en önde gelen faktörlerden birisi olarak kabul edilmektedir. Protezlerin ağız içindeki adaptasyonları önemlidir. Eğer protez travması protez stomatiti oluşumuna katkıda bulunuyorsa, protezler günlük kullanımda ağızda ne kadar uzun süre kalırsa travma ve stomatit riski de o derece artmaktadır. Travmaya bağlı vakalarda, travmanın ortadan kaldırılmasıyla, enflamasyonlu bölgeler de ortadan kalkar ve sonrasında candida üremesinde azalma görülür (11).

Protezlerin ağız içinde kullanımı ile, dil ve dolayısıyla tükürük temizleme fonksiyonlarını normal bir şekilde yapamamaktadır. Protez altında biriken gıdaların varlığı, mukozayı tahriş edebilir. Bu gıda artıklarının birikmesi, akrilin yapısındaki pürüzlülük, protez kaide plağı ile mukoza ara yüzeyinde negatif basıncın varlığı, normal oral floranın plak oluşturmasını kolaylaştırır (57).

Kontamine protezlerdeki en büyük sorun, protezlerin günde 24 saat kullanılmasıdır. Protezlerin temizliğine dikkat edilmemesi, vakaların asemptomatik halden semptomatik hale geçmelerine sebep olabilmektedir. Kontamine protezler, solunum yolu, gastrointestinal sistem hatta direkt olarak dolaşım sisteminde bakteriyel enfeksiyona neden olabilecek muhtemel bir patojen kaynağı olabilmektedir (58).

Diğer taraftan, alınan besinlere ve nikotine bağlı olarak kaide yüzeyinde meydana gelen lekeler estetiğin bozulmasına sebep olur. Ayrıca protez kaidelerinde biriken fusobakteri türlerinin sülfür bileşikler salgılaması sonucunda ağızda kötü bir koku, yani halitozis oluşur. (54)

Protez stomatitinin en önemli tedavi edici ve önleyici tedbiri, etkili oral hijyen, protez hijyeni ve protez kullanma alışkanlıklarının düzeltilmesidir. Çünkü protez stomatitinde başlıca etken protez kullanımınıdır. Düzenli ağız ve protez hijyeninin

sağlanması için hastalara geceleri protezlerini çıkartmaları ve protezlerini düzenli aralıklarla etkili bir şekilde dezenfekte etmeleri önerilmektedir (11, 53, 56, 59).

Protezlerin düzenli temizlenmesi oral hijyen ve protez hijyeni açısından büyük önem taşımaktadır (60). Bu amaç için kullanılan çeşitli maddeler ve yöntemler vardır. Bu yöntemler genel olarak mekanik ve kimyasal olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır (11).

2.3.1. Mekanik Yöntemler

Fırçalama

Diş fırçalamak amacıyla üretilmiş diş fırçaları protez temizliği için de kullanılabilir. Ayrıca piyasada bu iş için özel olarak tasarlanmış protez fırçaları da mevcuttur. Rutin protez temizliği için en sık kullanılan yöntem musluk suyu ve sabun ile protezlerin fırçalanmasıdır. Fakat bu yöntem düzenli ve günlük uygulandığı zaman etkili olmaktadır (11).

Protez üzerinde biriken plağın etkili bir biçimde kaldırılabilmesi için 20 dakikalık bir fırçalamanın gerekli olduğunun bildirilmesine karşın, günde 2 defa 2 dakikalık fırçalamanın da etkili olduğu gösterilmiştir (54).

Fırçalama yöntemi protezlerdeki renklenmeleri ve plağı gidermek için etkili bir yöntem olmasına karşın protez dezenfeksiyonu için tek başına yeterli olan bir yöntem değildir (10).

Ultrasonik Cihazların Kullanımı

Ultrasonik cihazların çalışma prensibi titreşimle mikroorganizmaları yerinden uzaklaştırmaktır. Bu yöntem mikroorganizmaların sayısında önemli bir azalmaya neden olmaz ve protez plağının uzaklaştırılması için tek başına yeterli bir yöntem değildir. Ancak ultrasonik temizleyici cihazın içerisine, dezenfektan bir eriyik konularak yöntemin etkisi artırılabilir (11).

Ultrasonik temizlemenin protezin cilalı yüzeyleri üzerinde olumsuz bir etkisi bulunmamaktadır. Ultrasonik veya sonik protez temizleme cihazları ucuz, hızlı ve zahmetsiz bir temizleme yöntemi olduğu için, özellikle felçli veya özürü hastalarda

sıklıkla tercih edilmektedir (11, 54). Fakat özel cihaz gereksinimi kullanımı sınırlamaktadır.

Mikrodalga Fırınlarmın Kullanımı

Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin mikrobiyal etkinliği ilk olarak 1985 yılında kanıtlanmış ve kullanıma sunulmuştur (61). Mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemi, canlılığını yitirmiş organizmaların ve bunların ürünlerinin protez üzerinden uzaklaştırılmasında yeterli olmamaktadır. Bu sebeple ultrasonik temizleyici veya fırçalama yönteminin de bu yöntemle ek olarak kullanılması gereklidir (11, 19).

Mikrodalga ile dezenfeksiyonun 650 W güç ile 5 dakika uygulanması protez kaide maddeleri ve kaide astarları üzerinde bulunan candida albicans ve staphylococcus aureus suşları üzerinde etkili bulunmuştur (62-65). Bu yöntem, özel fırın ve muflalar gerektirmesinden dolayı yüksek maliyetlidir (11).

2.3.2. Kimyasal Yöntemler

Protez yüzeyini kimyasal ajanlarla temizlemeyi amaçlayan bu yöntem çeşitli mekanizmalarla etkili olabilir.

Bu ajanlar germisid olabilirler, yapışmış hücreleri kaldırarak bakteriyolitik veya kandidolitik etki gösterirler; bakteriyel ürünleri azaltırlar, proteolitik etkilere sahiptirler veya intersellüler yapışmayı bozarlar. Fakat üretici firma önerilerine uygun olarak kullanıldıklarında bile bazı kimyasal temizleyicilerin etkisiz olduğu belirtilmiştir (11).

Protez temizliği için kullanılan kimyasal ajanlar şunlardır:

Alkalin Peroksitler

Ticari olarak toz veya efervesan tablet formunda bulunmaktadır. Bu ürünler, sodyum perborat veya perkarbonat gibi oksijen açığa çıkaran ayrıca, trisodyum fosfat gibi yüzey gerilimini azaltan maddeler içerirler. Bu eriyikten açığa çıkan oksijen kabarcıkları, protez üzerinde mikro-mekanik temizleme işlemi yaparak hafifçe tutunmuş kirleri uzaklaştırır. Peroksit temizleyicileri en fazla yeni oluşmuş plak ve lekeler üzerinde etki göstermektedir. Protezin yapımından itibaren düzenli olarak

kullanıldıklarında, bu ürünler müsin ve hafifçe tutunmuş besin artıklarını etkili bir şekilde yok edebilirler. Fakat perborat ihtiva eden protez temizleyicileri yerleşik, kalın dental plaklar konusunda yeterli bulunmamaktadır (11, 53, 66).

Protezlerin peroksit eriyikleri içine 15-30 dakika daldırılması yeterli görülmediği için peroksit temizleyicilerinin etkili olabilmesi amacıyla protezlerin kimyasal solüsyonda birkaç saat veya bir gece bırakılmaları önerilmektedir. Ayrıca peroksit içerikli protez temizleyicileri, otopolimerizan sert astar maddeleri üzerinde renk değişikliğine yol açabilmektedir (67-70).

Alkalen Hipokloritler

Alkalen hipoklorit ajanlar protez kaide plağı ve dişler üzerinde biriken müsin ve organik tabakaları çözme yoluyla bakterisid ve fungisid etki gösterirler. Ayrıca protez üzerinde meydana gelen renklenmeyi de giderirler. Tartırları eritmez fakat tartırın üzerinde toplandığı organik matriksi yok ederek oluşumunu önleyebilirler (11).

%1'lik sodyum hipoklorit solüsyonu 10 dakika içinde mikroorganizmaları ortadan kaldıracaktır. Ancak protez kaidesi üzerinde beyazlatıcı etkiye sahip olması sebebiyle, sodyum hipokloritin %1-2,5'lük solüsyonlarının kullanımının 2-3 dakikayı geçmemesi önerilmektedir (54). Sodyum hipoklorit, organizmaları öldürme bakımından geniş bir etkiye sahip klasik bir dezenfektan olmasına karşın, protezlerde bulunabilen organik maddelerin varlığı sebebiyle, etkinliği azalabilmektedir. Bu solüsyonların, tadı ve kokusu hasta açısından rahatsız edici boyuttadır. Cilde ve giysilere zarar verebilirler. Ancak nispeten ucuz olması bir avantaj olarak düşünülebilir. Alkalen hipokloritler akrilik protez kaide maddeleri üzerinde ağarmaya da yol açmaktadırlar (53).

Seyreltik Asitler

Seyreltik asitler tartır oluşumlarının inorganik fosfat kısımlarını çözdükleri için peroksit tipi temizleyicilere direnç gösteren inatçı lekelerle karşı etkili kimyasal ajanlardır. Sıklıkla hidroklorik asitli temizleyicilere ek olarak kullanılabilir. Genellikle hidroklorik asitin %5'lik eriyikler formunda kullanılırlar. Fosforik asitin

%15-25'lik konsantrasyonlarında da kullanılabilirler. %5'lik asetik asit ve benzoik asit de bu grupta yer almaktadır (11, 70).

Protezlerin metal kısımları üzerinde korozyona neden olabilirler. Uygulanması fırça, sünger ya da özel aplikatör yardımıyla olmalıdır. Giysiler, gözler ve deri için zararlı olduklarından dolayı, bu ürünlerin kullanılmasında dikkatli olunmalıdır (11, 70).

Dezenfektanlar

Potasyum permanganat (%0,4-1), glutraldehitin %2'lik solüsyonu, klorin dioksit ve klorheksidin glukonat (%0,2) gibi çeşitli dezenfektan eriyikler protez temizliği amacıyla kullanılabilirler. %2'lik glutraldehit eriyiğinin 10 dakikalık sürede dezenfeksiyon sağladığı bildirilmektedir. %0,4 ve %1'lik potasyum permanganat ise bu konuda yeteri kadar etkili değildir. %2'lik klorheksidin glukonatın candida albicans üzerinde etkili olduğu, protezin alt kısmındaki iltihabi dokularda iyileşme sağladığı ve protez dezenfektanı olarak kullanılabileceği belirtilmektedir. Protez üzerindeki bakteri miktarında azalma ve protez stomatitisi olan mukozada iyileşme meydana getirdiği fakat kullanımı bırakıldıktan sonra nüks ettiği görülmektedir (11, 54, 71).

Enzimler

Papain, muteaz, proteaz, amilaz gibi enzimleri ihtiva eden eriyikler de protezlerin dezenfeksiyonunda kullanılabilirler. Enzim ihtiva eden temizleyiciler bakteri plağındaki glikoprotein, mukoprotein ve mukopolisakkaritleri parçalayarak etki göstermektedirler. Enzimler, protezlerden organik maddelerin uzaklaştırılmasında iyi sonuçlar verirler. İnorganik birikintilerin uzaklaştırılması amacıyla ise solüsyona Etilen Diamin Tetra Asetik asit (EDTA) eklenebilir (11).

Enzim tipi temizleyiciler protezlerdeki mikroorganizmalar üzerinden etkili bulunsalar da fungisidal yönden enzimli veya enzimsiz temizleyiciler arasında önemli bir farklılık bulunamamıştır (11).

Silikon Polimerler

Silikon polimerler, protez yüzeylerinde, bir sonraki uygulamaya kadar bakterilerin protez üzerine tutunmalarını engelleyen koruyucu bir tabaka oluşturarak etki gösterirler (10, 53).

Kullanılan Diğer Temizleme Ajanları

Tüm bu yöntemlerin haricinde ozon ile protez temizliği yöntemi de mevcuttur. Ozon, kuvvetli bir sterilizasyon, beyazlatma ve koku giderme özellikleri içerir. Bakteri membranlarını ve hücre duvarlarını tahrip ederek güçlü bir sterilizasyon özelliği uygulamaktadır. Protez temizliği amacıyla 10 dakikalık bir ozon uygulaması yeterli bulunmuştur. Protezlerin dezenfeksiyonu için ozonun sıvı biçiminde değil de gaz biçiminde uygulanması gerekmektedir (11).

2.3.3. Protez Temizleme Yöntemlerinin Birlikte Kullanımı

Dezenfeksiyon yöntemlerinin, hem etkinliğini arttırabilmek hem de protezler üzerinde oluşabilecek mekanik olumsuzlukları engelleyebilmek için farklı protez temizleme yöntemleri bir arada kullanılabilir. Bu yönde yapılan çalışmalar doğrultusunda mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi ve kimyasal yöntemler birlikte kullanılabilir. Akrilik örneklerin protez temizleyici solüsyonlar içinde mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemi, distile su içinde mikrodalga ile yapılan dezenfeksiyon yöntemi ile karşılaştırıldığında, mikrobiyal açıdan daha etkili sonuçlar elde edilmiştir. Böylece uygulanan mikrodalga enerjisinin güç ve süre miktarları azaltılabilir. Fakat akriliklerin fiziksel özellikleri üzerindeki etkileri hakkında daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır (58, 72).

2.3.4. Temizleme Yöntemlerinin Protez Kaide Maddelerinin Fiziksel Özellikleri Üzerindeki Etkileri

Teorik olarak, bir protez hastaya tesliminden itibaren kullanıldığı süre boyunca belli aralıklarla temizleyici ajanlara maruz kalacağından bu maddelerin protez kaide materyali üzerinde oluşturabileceği zararlı etkilerin incelenmesi önemlidir (11).

Mekanik temizleme yöntemlerinin protez kaidesi üzerindeki etkileri incelendiğinde, fırçalama yönteminin akrilikler üzerinde aşınmaya neden olabildiği görülmektedir. Temizleme amacıyla kullanılan fırçanın yapısı ve fırçalamada kullanılan temizleyici ajanın içeriği bu konuda önem taşımaktadır. Fırça kıllarının büyük çaplı, kısa ve sert olması protez yüzeyinde aşınmaya neden olabilmektedir. Temizleyici ajan olarak kullanılabilen erimeyen kalsiyum karbonat içeren macunlar, yüksek aşındırıcı etkiye sahip olmalarına karşın, eriyebilen sodyum bikarbonat içeren macunların aşındırıcı etkiye sahip olmadıkları görülmektedir. Uygun olmayan fırçalama da akrilik protez kaidesi üzerinde aşınmaya neden olmaktadır (53).

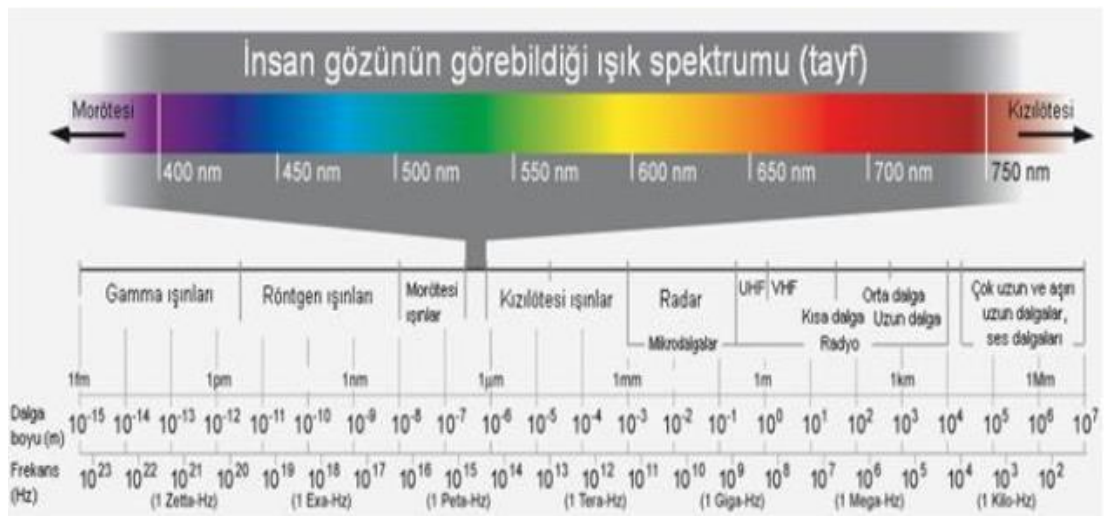
Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin protez kaide maddeleri üzerinde oluşturduğu fiziksel etkiye bakıldığında, 604 W güç ile 10 dakikalık kullanımın akrilik rezinde oldukça fazla kontraksiyon ve ekspansiyon oluşturduğu, doz ve sürenin azaltılmasıyla (331 W 6 dakika) çok küçük boyutsal değişiklik meydana geldiği tespit edilmiştir (73) Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin farklı güç ve sürelerde uygulanması ve dezenfeksiyon yönteminin tekrarlanma sıklığı, akrilik materyalin fiziksel özellikleri üzerinde farklı etkiler oluşturmaktadır (74-77).

Kimyasal yöntemlere bakıldığında, sodyum hipoklorit esaslı temizleyiciler başta olmak üzere peroksit tipi temizleyicilerin de akrilikler ve yumuşak astarlar üzerinde beyazlamaya neden olduğu gözlenmektedir (78). %1'lik sodyum hipoklorit solüsyonu içerisinde 2-3 dakikadan daha fazla bekletme, protez kaide materyali üzerinde renk değişimine neden olabilir (54). Klor iyonu içeren çözeltiler hareketli bölümlü protezlerin metal komponentleri üzerinde koroziv etki oluşturur. Solüsyondaki klor iyonu konsantrasyonu arttıkça koroziv etki de artar. Asit tipi temizleyiciler, kaide materyalinin metal parçalarının zayıflamasına ve parlaklık kaybına neden olacağı için metal içeren kaideler de kullanılmamalıdır (11).

Protez temizleme materyali olarak kullanılabilen %2'lik glüteraldehitin uzun süreli uygulamasında, protez kaide akriliğinde pürüzlenme ve sertliğinde azalma gözlenmektedir. %2'lik klorheksidin solüsyonuna daldırma işleminin protez stomatitini önlemede etkili olduğu görülmesine karşın, protez kaidesinde ciddi renk değişikliği meydana gelmektedir (54).

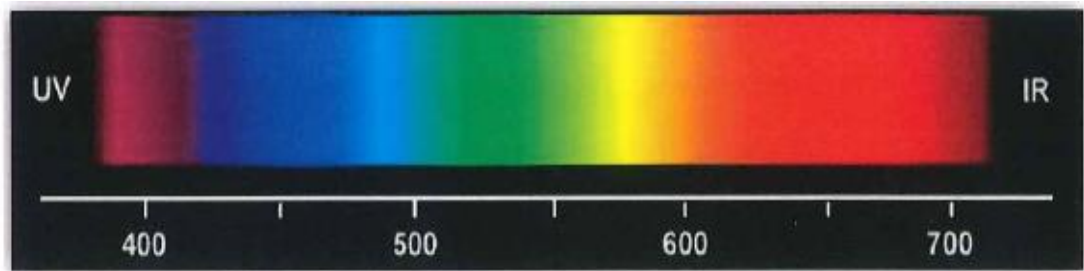
2.4. Işık ve Renk

Işık, dalga boyu nanometreler ile ifade edilen ranyant enerji biçimidir. Elektromanyetik spektrumun bir ucunda radyo dalgaları, diğer ucunda ise kozmik gama ışınları bulunur. Bu spektrumun 380-789 nm'lik kısmında bulunan alan görünür ışığa aittir. Bu alan, ultraviyole ve kızılötesi ışınları arasında kalır. İnsan gözü sadece mor ve kırmızı arasındaki renkleri algılayabilir ve bu spektrumdaki ışığın dalga boyu yaklaşık olarak 400-700 nm aralığındadır. Bu aralık 'görünür ışık spektrumu' ismini alır (19, 79-81) (Şekil 2.2.).



Şekil 2.2. Elektromanyetik enerji spektrumu (81).

Güneş ışığı renk prizmasından geçirildiğinde renkler ayrılır, daha sonra tekrar bir mercek ile birleştirildiğinde de beyaz ışık elde edilir. Üç ana renk: kırmızı, sarı ve mavidir. 400 nm dalga boylu mor renkli ışık ile 700 nm dalga boylu kırmızı renkli ışık arasında mavi, yeşil ve sarı renkler algılanır (82) (Şekil 2.3.).



Şekil 2.3. Farklı dalga boylarındaki renk spektrumu (82).

Renk, elektromanyetik spektrumun çeşitli dalga boylarının emilmesi ve yansması ile gözümüzde oluşturduğu algılama şeklidir. Eğer obje bir veya daha fazla belirli dalga boyunda yüksek enerjiye sahip bir ışık kaynağı altında incelenirse, gözlemci daha yüksek enerjiye sahip rengi daha baskın algılar (83). Algılanan renk; kişisel renk algılama yeteneği, ışık şartları, zeminin etkisi, renk körlüğü, iki göz arasındaki farklılıklar, göz yorgunluğu ve diğer psikolojik etkenleri kapsayan pek çok değişkenden etkilenir. Bu fiziksel şartların dışında her gözlemci kendi tecrübesine ve renk referanslarına dayanarak rengi farklı yorumlayabilir (84).

Cisimler, ışık dalgalarını emerken cismin rengini belirleyen dalga boyundaki ışığı ise yansıtırlar. Üstüne gelen bütün ışığı yansıtan cisim beyaz renkte görünürken, tamamını emen cisim ise siyah renkte görünür (85). Dış hekimliğinde renk bilimi; renk algısı ve tarifi bakımından önem arz etmektedir. Işığın dış ile ilişkisi; ışığın dış dokuları içerisinden geçmesi, yüzeyden speküler yansması, yüzeyden diffüz yansması ve dış tarafından emilmesi ve kırılması olmak üzere dört farklı şekilde tanımlanır. Dış rengi dışten ışığın yansması sonucunda algılanır (86). İnsan, gözleri ile 380-700 nm dalga boyundaki ışıkları algılayabilir. Rengin algılanmasında ışık kaynağı, cisim ve gözlemci olmak üzere üç faktör etkilidir (87, 88).

Işık kaynağı: Işık kaynağından yayılan, farklı dalga boylarındaki ışıklar ve bunların yoğunluk durumu ışığın rengini belli eder. Daha sonra ışık, ulaştığı cisim ile etkileşime girdiğinde oluşan yansıma gözlemci tarafından renk olarak algılanır (17). Bu sebeple rengin algılanmasında farklı ışık kaynaklarından yayılan ışığın dalga boyları ve yoğunlukları etkili olmaktadır (89). Uluslararası Işık Kaynağı Komisyonu (Commission International de l'Éclairage-CIE) renk ölçümünün ışık kaynağından etkilenmemesi amacıyla ışık kaynağını standardize etmeyi önermiştir. Bu standart ışık sıcaklık derecesi birimi olan Kelvin (K) ile ifade edilir. Gün ışığı 6500 K ışık sıcaklığına karşılık gelir ve D65 şeklinde ifade edilir (87, 90).

Cisim: Cisim tarafından ışığın ne kadarının yansıtıldığı, ne kadarının emildiği, ne kadarının içinden geçtiği cismin rengini belirlemektedir (17, 90).

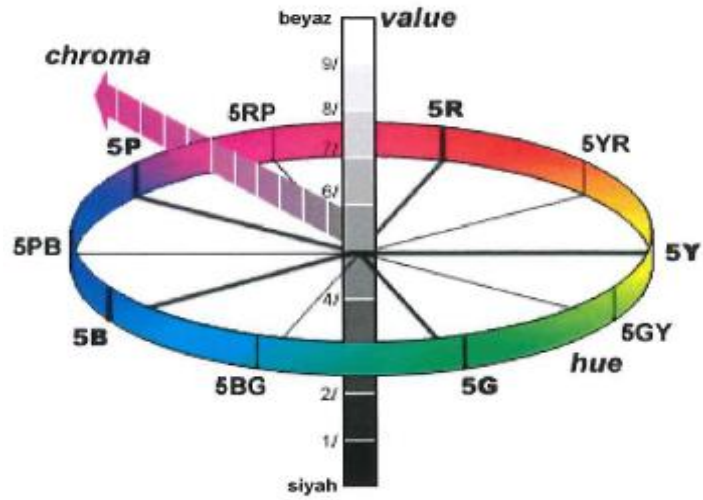
Gözlemci: Işık kaynağından çıkan ve cisim tarafından yansıtılan ışık gözün kornea tabakasını geçer ve retinaya düşer. Burada ışığa duyarlı olan çubuk hücreleri rengi siyah-beyaz olarak algılamakta, koni hücreleri kırmızı, mavi veya yeşil olarak

algılar. Alınan uyarıların hep birlikte beyinde değerlendirilmesi sonucunda renk oluşur (87).

2.4.1. Renk Sistemleri

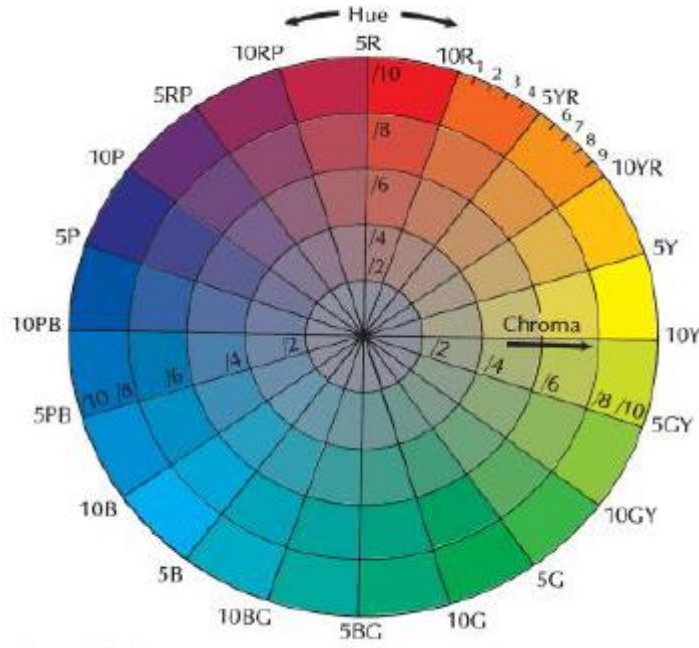
Munsell Renk Sistemi

Albert Henry Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilen Hue (ton), Chroma (doygunluk), Value (parlaklık) şeklinde üç değişkenle tanımlanan sistemdir (90-92). (Şekil 2.4.)



Şekil 2.4. Munsell renk diyagramı (92).

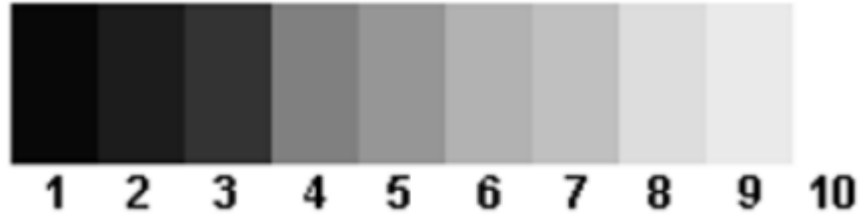
Hue (ton): Özel dalga boyundaki bir ışığın retina üzerindeki etkisiyle algılanan renk, ana renk veya rengin çeşidi, algılanan diğer renklerden bu rengi ayıran özellik diye tanımlanabilir. Hue Munsell renk sisteminde harflerle simgelenir (Kırmızı=R, Sarı-Kırmızı=YR, Sarı=Y, Yeşil=G, Yeşil-Sarı=GY, Mavi=B, Mavi-Yeşil=BG, Mor-Mavi=PB, Mor=P, Kırmızı-Mor=RP) (84). Kısa dalga boyuna sahip renklerde Hue mor renge doğru yaklaşırken, uzun dalga boyuna sahip renklerde ise kırmızıya doğru yaklaşır (81). (Şekil 2.5.)



Şekil 2.5. Hue ve Chroma'nın Munsell renk sisteminde gösterilmesi (81).

Chroma (doygunluk): Chroma; renk tonunun yoğunluğunu, saflığını, tonun gücünü, pigment konsantrasyonunu gösterir. Doğal dişlerin chroma değeri 0,5-4 arasında değişmektedir. 0-15 arasındaki chroma değerlerinde 0 değeri 'gri'dir ve en düşük doygunluk demektir. Bir cismin rengini spektral dağılımda baskın olan dalga boyları göstermektedir (17, 93, 94). Rengin bu özelliği bir kova dolusu suya bir damla mürekkep damlatılması ile açıklanabilir, mürekkebin damla sayısı arttıkça yoğunluk yani chroma özelliğinde de artış görülür (84).

Value (parlaklık): Rengin açıklığını veya koyuluğunu anlatır. Saf siyahtan saf beyazlığa kadar olan skalada 10 en yüksek değerdir ve beyaz rengi gösterir, 0 ise en düşük değerdir ve siyah rengi ifade eder (81, 95). (Şekil 2.6.) Restorasyonun açık renkli, opak ve tebeşirimsi bir görüntü vermesiyle aydınlık değerinin yüksek olduğu, gri ve cansız bir görüntü vermesiyle ise aydınlık değerinin düşük olduğu anlaşılır. Restorasyon renginde aydınlığın artırılması için beyaz, azaltılması için ise gri veya siyah ilave edilir (84, 96).

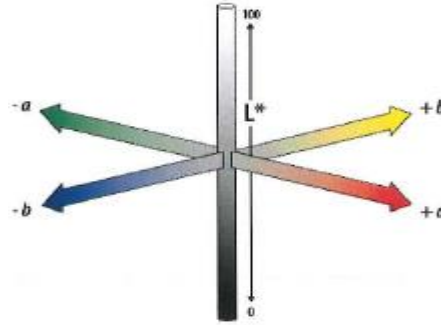


Şekil 2.6. Rengin parlaklığı (value) (81).

Işık kaynağı ile cisim arasındaki mesafe düştükçe parlaklık yükselir. Cismin parlaklık değeri; yansıttığı, emdiği ya da geçirdiği ışık enerjisinin bir sonucudur. Doğal dişlerin parlaklık değeri 5,5-8,5 arasında değişiklik gösterir (97).

CIE Lab Renk Sistemi

1931 yılında Commission International de l'Éclairage (CIE) tarafından geliştirilmiştir. Önceleri x (kırmızı), y (yeşil), z (mavi) ile gösterilen tristimulus koordinatı şeklindeyken, 1976 yılında rengin lokalizasyonunun L, a, b değerleri ile tanımlandığı CIE Lab sistemi, farklı renk ölçümlerinin yapılabilirdiği, dental araştırmalarda da kabul görmüş olan ve en çok kullanılan sistemdir (Şekil 2.7.) (98).



Şekil 2.7. CIE renk diyagramı (98).

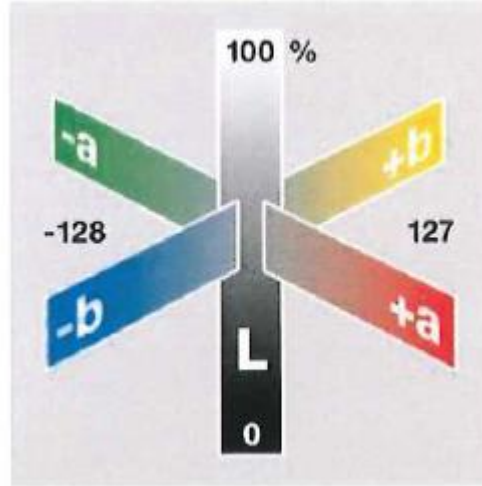
L*: Parlaklık

+a*: kırmızı yön

-a*: yeşil yön

+b*: sarı yön

-b*: mavi yön (Şekil 2.8.)



Şekil 2.8. CIE Lab sisteminde sayısal ifadelerin renksel karşılığı (99).

a^* ve b^* koordinatları rengin kromatik karakterini, L^* değeri ise akromatik karakterini gösterir (81, 99). Bu sistemde renk, insan gözünün fizyolojik renk algılama özellikleri temel alınarak tanımlanır (100, 101).

CIE Lab sisteminde örneklerin test öncesi ilk renk değerleri L_1 , a_1 , b_1 , test sonrası ikinci renk değerleri ise L_2 , a_2 , b_2 değerleridir (102). Her bir değer değişim miktarı: $\Delta L=L_2-L_1$, $\Delta a =a_2-a_1$, $\Delta b =b_2-b_1$ olacak şekilde tespit edildikten sonra renk değişikliği veya ΔE aşağıdaki formülle hesaplanır (95):

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

ΔE değeri L , a , b koordinatlarındaki değişikliklerin miktarının matematiksel olarak ifade edilmiş halidir. Bu renk farklılıkları insan gözüyle görülemeyebilir. İnsan gözü renk farkını ΔE değeri '1'in altında olduğu zaman algılayamamaktadır. ΔE değeri '1-2' arasında olduğunda gözlemcilerin çoğunun renk farkını algılayabildiği ancak bu renk farkının klinik olarak önemli olmadığı, ΔE '2-3,7' arasındayken meydana gelen renk farkının klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir olduğu, ΔE 'nin '3,7' ve üzerinde olduğu durumlarda renk farkının herkes tarafından algılanabildiği ve renklenme miktarının klinik olarak kabul edilemeyeceği bildirilmiştir (103, 104).

ΔE değerinin klinik açıdan yorumlanması aşağıdaki tabloda verildiği gibi sınıflandırılabilir (104) (Tablo 2.2.).

Tablo 2.2. ΔE değerinin klinik olarak yorumlanması.

ΔE değeri	Klinik renk eşleşmesi
0	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,7	Klinik olarak kabul edilebilir
3,7 ve üzeri	Kabul edilemez

Ulusal Standartlar Bürosu (NBS) materyallerin renk değişikliğinin klinik açıdan yorumlanabilmesi amacıyla bir formül önermiştir.

Bu formüle göre elde edilen ΔE değeri 0,92 ile çarpılır ve değerlendirmesi aşağıdaki tabloya göre yapılır (105) (Tablo 2.3.).

Tablo 2.3. ΔE değeri renk değişim karşılığı (NBS).

NBS ΔE değeri	Renk değişimi belirtisi
0-0,5	Çok az, oldukça az bir değişim
0,5-1,5	Az, Az bir değişim
1,5-3	Belirlenebilir, algılanabilir bir değişim
3-6	Farkedilebilir, belirgin bir değişim
6-12	Fazla değişim, oldukça belirgin bir değişim
12 ve üzeri	Çok fazla değişim

(NBS birimi= $\Delta E \times 0,92$ olarak kabul edilmiştir)

RGB Renk Sistemi

Red, Green, Blue kısaltması olup, dijital ortamda, doğrudan emilim yoluyla çalışan cihazlarda kullanılan ve doğada mevcut olan tüm renkleri elde edebilmek amacıyla bu üç rengi karıştıran renk sistemidir (106).

2.4.2. Işık ve Renk ile İlgili Temel Kavramlar

Işık Geçirgenliği (Translüsensi)

Translüsensi; transparanlık (ışığı tamamen geçiren) ve opaklık (ışığı tamamen yansıtan) arasında kalan, ışığı tamamen geçirmeyen ve tamamen de yansıtmayan olarak tanımlanmaktadır. Dental restorasyonlarda, diş yapısını oluşturan tabakaların ışık geçirme özellikleri yansıtılmaya çalışılmaktadır. İnsanda dişler belirli düzeylerde translüsentlik göstermektedir (Şekil 2.9.). Translüsensi arttığı zaman *Value* değeri azalmaktadır, bunun nedeni nereden yansıyan ışık miktarının azalmasıdır. Işığın geldiği açıya, ışığın dalga boyuna, yüzeyin özelliklerine ve dişin dehidratasyon seviyesine bağlı olarak minenin translüsentliği değişiklik göstermektedir (107, 108).



Şekil 2.9. Doğal dişlerin translüsent özelliği (108).

Opaklık

Doğal dişlerin insizal kenarlarında ışığın saçıldığı bölgelerde mavimsi-beyaz, ışığın iletildiği bölgelerde turuncu-kahverengi görünüme sahip olması durumu opaklık olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2.10.). Diş minesine bu özelliği hidroksiapatit kristalleri vermektedir. Restoratif seramik materyallerin matriksi içine eklenen ve ışığı

kırma özelliği olan maddeler, minenin opaklık özelliğini taklit etmeye yardımcı olur (108-110)



Şekil 2.10. Doğal dişlerin opak özelliği (108).

Floresans Özelliği

Floresanslık, morötesi ışıklara maruz kalan maddelerde uzun dalga boyuna sahip ışınların yansıtılması, kısa olanların ise emilmesi sonucu meydana gelen bir etkidir. Doğal dişte öncelikli olarak yüksek oranda organik madde içermesi nedeniyle dentinde meydana gelmektedir (Şekil 2.11..). Floresans özelliği arttıkça *Chroma* değeri azalır (108, 111, 112).



Şekil 2.11. Morötesi ışık altında doğal dişin floresans özelliği (108).

Metamerizm

Metamerizm, bir cismin renginin ışık kaynağına bağlı olarak farklı görünmesi şeklinde tanımlanmaktadır. Aynı ışık kaynağı altında aynı renkte gözükken iki ayrı cisim, farklı ışık kaynakları altında farklı renklerde görülebilmektedir. Diş hekimliğinde renk belirlenirken aydınlatılma koşullarının kontrol edilmesi bu konuda hata yapılmasının önüne geçebilir (112).

Kontrast ve Parlaklık

Kontrast, bir nesnenin parlaklığı ve rengi arasındaki farklılıktan kaynaklanmaktadır. Yüksek kontrasta sahip nesnelere, düşük kontrastlı olanlara göre daha kolay fark edilirler. Orta seviyedeki kontrast rengin daha net görülmesini sağlar, aşırı kontrast ise rengin parlaklaşmasına neden olarak rengin algılanmasını zorlaştırır. Dişlerin renk seçimi yapılırken aydınlatma, ortamın ışığından daha parlak olmamalıdır. Dental fotoğrafçılıkta siyah arka planın kullanılması görüntünün etkinliğini artırır ancak parlaklığını azaltır (108, 113) (Şekil 2.12.).



Şekil 2.12. Kontrast ve Parlaklık (108).

2.4.3. Renk Değişimi

Renk stabilitesi bir materyalin belirli bir ortamda, çeşitli etkenler karşısında belirli bir sürede, başlangıçtaki rengini muhafaza edebilmesidir. Diş hekimliğinde kullanılan materyaller için önemli bir fiziksel özelliktir (114). Reçine esaslı materyallerin renklenmesine iç ve dış faktörler sebep olabilir. Materyalin kimyasal stabilitesi ve polimer matriksinin oksidasyon özellikleriyle ilgili faktörler iç faktörlerdir. Diyet alışkanlıkları ile ilişkili olarak boyalı gıdaların adsorbsiyon veya absorpsiyonu da dış faktörler olarak açıklanabilir. Bütün bu faktörlere zemin hazırlayan ve akrilik materyallerin renklenmesine neden olan bazı durumlar vardır. Bu durumlar; yabancı materyallerin kontaminasyonu, pörözite, laboratuvar aşamasında oluşan hatalar, ağız hijyeninin kötü olması, yüzey hataları ve materyallerin cilalanabilirlikleridir (103, 115-122).

Araştırmacılar, protez temizleme ajanlarının otopolimerizan akriliklerde daha fazla olmak üzere akrilik protez kaide maddelerinde renk değişimine neden olduklarını belirtmektedirler (12, 123).

2.4.4. Renk Ölçümü ve Renk Ölçümünde Kullanılan Aygıtlar

Diş hekimliğinde restoratif materyallerin renginin seçiminde görsel yöntem genelde klinik uygulamalarda kullanılmaktadır. Ayrıca materyallerin renk stabilitesini görsel yöntemle araştıran çalışmalar da mevcuttur (108, 124, 125). Ancak, sayısal değerlerin renklenme miktarını ölçmede daha net sonuçlar verdiği, spektrofotometre, kolorimetre gibi cihazlarla yapılan ölçümlerin oluşabilecek hataları ortadan kaldırdığı bildirilmiştir (126). Görsel yöntemle yapılan renk seçimi oldukça subjektif ve zordur. Renk seçiminde kullanılan ışığın türü, klinisyenin deneyimi, yaşı ve gözün devamlı aynı uyaran tarafından uyarılması sonucu oluşan göz yorgunluğu ve renk körlüğü gibi değişkenler hatalı sonuçlara neden olabilir. Diş hekimliğinde restoratif materyallerin renk seçiminde ve renk stabilitesi araştırmalarında genel olarak kullanılan cihazlar; kolorimetre, dijital fotoğraf makineleri ve spektrofotometredir (95).

Kolorimetre

Herhangi bir işlem olmadan renk koordinatlarını verebilen cihazlardır. Kullanım kolaylığı ve diş üzerinde kullanılabilmeleri gibi avantajlarının yanı sıra translüsent materyalleri okumadaki yetersizlikleri, düşük hassasiyete sahip olmaları ve sadece düz yüzeylerin renk ölçümünde kullanılmaları gibi dezavantajları vardır. Translüsent materyalleri okumada yetersiz oldukları için renk ölçümünde standart bir arka plan kullanılmalıdır (127). Kolorimetre cihazlarına örnek olarak; IDL Color-Eye, Chromoscan, Vita Easyshade (Şekil 2.13.), Shadescan, Shade-Vision, Shade-Eye NCC verilebilir (98).



Şekil 2.13. Genelde klinik uygulamalarda kullanılan VITA Easysshade kolorimetre cihazı.

Kolorimetre renk ölçüm cihazlarının diş hekimliğinde kullanımı ile ilgili olarak, vital dişlerin minesine özgü şeffaflık, yansıma gibi optik özellikleri tam değerlendiremedikleri ve bu yüzden de kullanımlarının kısıtlı olduğu bildirilmiştir (128). Ayrıca düz yüzeylerin renk ölçümlerinde kullanılmak amacıyla tasarlandıkları ve diş yüzeyinin renk ölçümü yapılırken özellikle küçük okuma aparatı olan kolorimetrelerde belirgin bir kenar kaybı olduğu belirtilmektedir (90). Kenar kaybının ise renk belirleme hatalarına sebep olduğu ve elde edilen verilerin doğruluğunun da tartışmaya açık olduğu belirtilmiştir (108, 129).

Dijital Fotoğraf Makineleri

Spektrofotometre ile birlikte kullanılabilirdikleri gibi tek başına dijital fotoğraf makineleri ile elde edilen görüntünün bilgisayar ortamında özel yazılımlar aracılığıyla rengin boyutlarının tespit edilmesi şeklinde de kullanılabilirler (87).

Spektrofotometreler

Spektrofotometre, in vitro ortamda diş rengini, rengin yansımını ve geçirgenliğini tam olarak belirleyebilen en güvenilir renk ölçüm aletidir. Materyalin renk ölçümü cihaz içine yerleştirilerek yapılır. Bu yüzden in vitro çalışmayı mecbur kılar (87). Kullanılan ışık kaynağı ve ölçüm modu, spektrofotometrik renk ölçümlerini etkilemektedir. Spektrofotometre cihazında, 3 adet renk filtresi kullanılır. Bu filtreler

göz reseptörleriyle benzer özellikleri gösterir ve yansıyan ışınların kırmızı, yeşil ve mavi renklerini koordinat sistemlerini kullanarak, objektif olarak analiz eder (130).

Nesnelerden yansıyan 1-25 nm dalga boyundaki ışınların, aralıklı ya da basamaklı ölçümünün yapılabilmesini sağlar. Bir spektrofotometrede; ışık kaynağı, ışık dağıtıcı, ölçüm için optik sistem, dedektör ve algılanan ışığın analiz edilebilmesi amacıyla sinyale dönüştüren alet bulunur (131). Spektrofotometrik renk analizlerinde elde edilen değerlerin, insan gözü veya geleneksel yöntemlerle yapılan renk analizleri ile karşılaştırıldığında, %33 oranında daha doğru olduğu ve vakaların %93,3'ünde objektif sonuçlar verdiği bildirilmiştir (132).

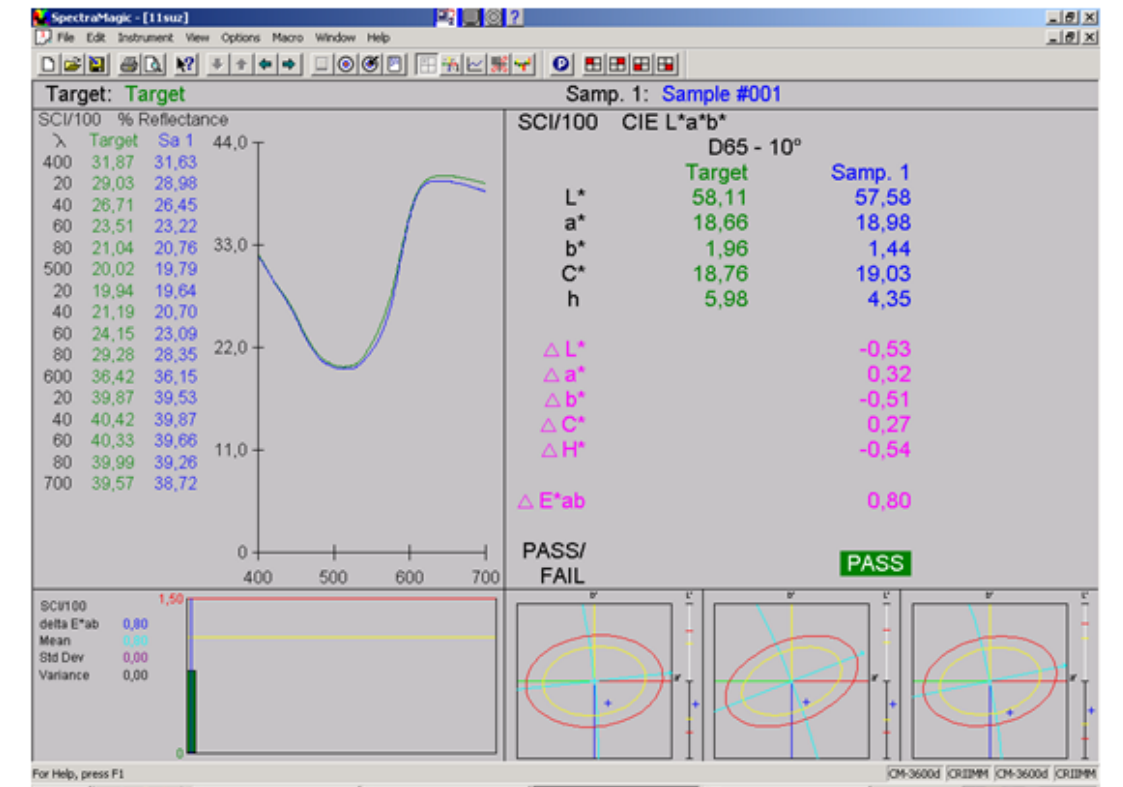
Crystaleye, Vita Easysshade Compact, SpectroShade Micro ve Konica Minolta CM 3600A spektrofotometre çeşitleri arasında sayılabilir (133).

Konica Minolta CM 3600A

Farklı alanlarda kullanılan endüstriyel örneklerin spektral renklerini ve renk farklılıklarını ölçebilen bir spektrofotometredir (Şekil 2.14.). Ölçümler 10 nm aralıklarla, 360-740 nm arasındaki dalga boyunda, 8 derecelik bakış açısıyla yapılmaktadır. Ölçümü yapılacak örneğin büyüklüğüne göre cihazın 4, 8, 25 mm çaplarında 3 farklı tablası vardır. Cihazın, ölçümleri %99,7 doğrulukta ve %99,4 tekrar edilebilirlik yüzdesinde yaptığı üretici firma tarafından bildirilmiştir. Ölçümler bir bilgisayar yazılımı ile (Spectra Magic™ Windows 2000/XP/Vista, ABD) elektronik ortama aktarılarak CIELab değerleri elde edilir (Şekil 2.15.). İlk ölçümler bilgisayara kaydedilir ve ikinci ölçümler sonucu oluşan renk farklılıkları aynı yazılım programı ile hesaplanabilir. Aynı program ile H (Hue), C (Chroma), L (Lightness), a, b değerleri ve bu değerlerin ilerideki ölçümlerdeki değerler ile karşılaştırılarak farkları (ΔE , Δa , Δb , ΔH , ΔC) hesaplanabilir (134).



Şekil 2.14. Konica Minolta 3600A Spektrofotometre (134).



Şekil 2.15. Spectra Magic™ programında ölçüm değerleri.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Kullanılan Materyaller

3.1.1. Protez Kaide Materyalleri

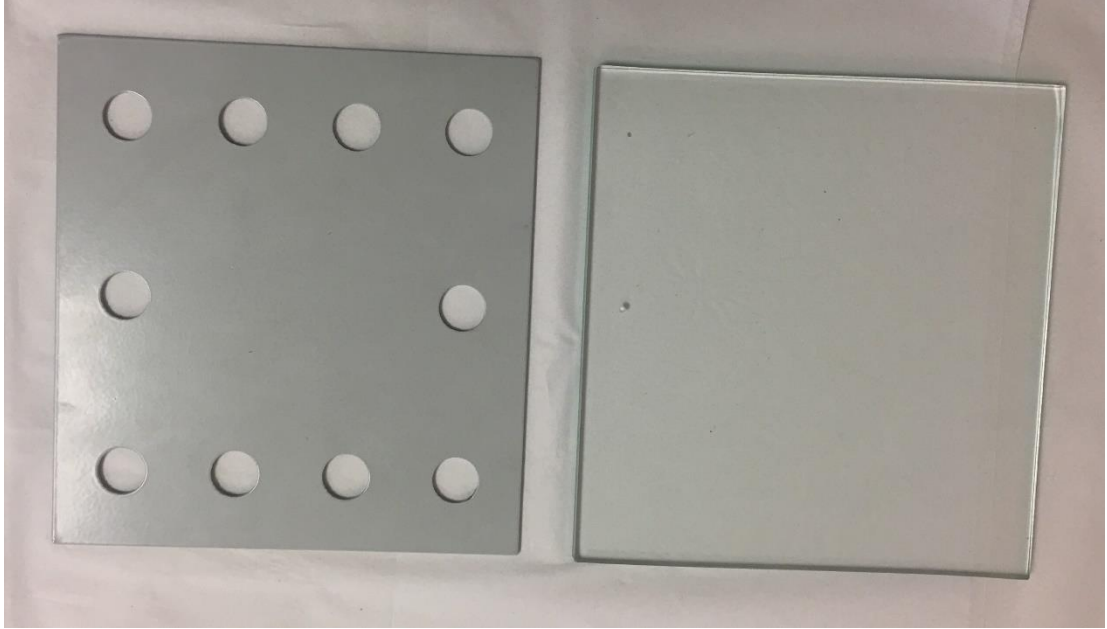
Araştırmada dört adet ısı ile polimerize olan (MELIODENT HEAT CURE, PALADENT 20, PROCRYLA ve RODEX), dört adet kimyasal yolla polimerize olan (MELIODENT RAPID REPAIR, PALADENT RR, PANACRYL VE TAKİLON) akrilik kaide materyali kullanılmıştır. Bu materyallere ait bilgiler aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 3.1.).

Tablo 3.1. Test edilen akrilik kaide materyalleri.

İsim	Polimerizasyon Şekli	Likit/Toz Oranı (mL/g)	Polimerizasyon Süreci	Üretici Firma
Meliodent Heat Cure	Isı ile polimerizasyon	0,4	100°C'de 20 dk. kaynatılır.	Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya
Paladent 20	Isı ile polimerizasyon	0,4	30 dk. boyunca ılık su 70°C'ye kadar ısıtılır, sonra 100°C'de 20 dk. kaynatılır.	Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya
Procryla	Isı ile polimerizasyon	0,476	100°C'de 20 dk kaynatılır.	President Dental, Münih, Almanya
Rodex	Isı ile polimerizasyon	0,33	45 dk. boyunca ılık su 100°C'ye kadar ısıtılır ve 15 dk. kaynatılır.	Rodent, Milano, İtalya
Meliodent Rapid Repair	Kimyasal Polimerizasyon	0,7	55°C'de 2 bar basınç altında 10 dk. tutulur.	Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya
Paladent RR	Kimyasal Polimerizasyon	0,7	Oda sıcaklığında ağız sıkıca kapalı mufla içinde 14 dk. tutulur.	Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya
Panacryl	Kimyasal Polimerizasyon	0,5	Oda sıcaklığında ağız sıkıca kapalı mufla içinde 15 dk tutulur.	Arma Dental, İstanbul, Türkiye
Takilon	Kimyasal Polimerizasyon	0,7	25°C'de 4.9 kPa basınç altında 5 dk. tutulur.	Rodent, Milano, İtalya

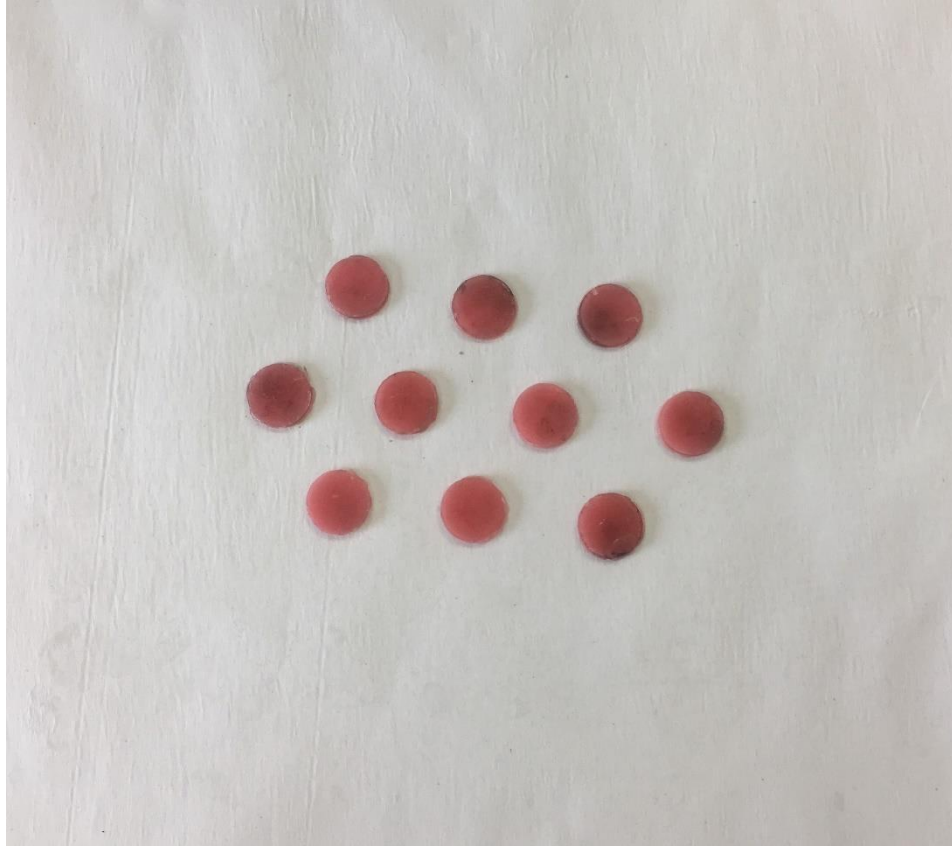
Akrilik Örneklerin Hazırlanması

Akrilik disklerin mum modelajı için 2 mm yüksekliğinde, içerisinde 15 mm çapta dairesel boşluklar bulunan metal kalıp kullanılmıştır (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Mum örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp.

Hazırlanan metal kalıp, kalınlık yapmayacak şekilde vazelin sürülerek izole edilmiş bir cam üzerine yerleştirilmiştir. Kalıp üzerindeki dairesel boşlukların içine pembe mum damlatılarak tam olarak dolmaları sağlanmıştır. Mum taşkınlıkları, ısıtılmış temiz bir camın kalıp üzerine yerleştirilip hafifçe bastırılarak sıyrılması suretiyle düzeltilmiş, böylece mum yüzeyler düzleştirilmiş ve akan su altında soğutulan mum örnekler kalıptan çıkarılmıştır (Şekil 3.2.).



Şekil 3.2. Hazırlanan mum örnekler.

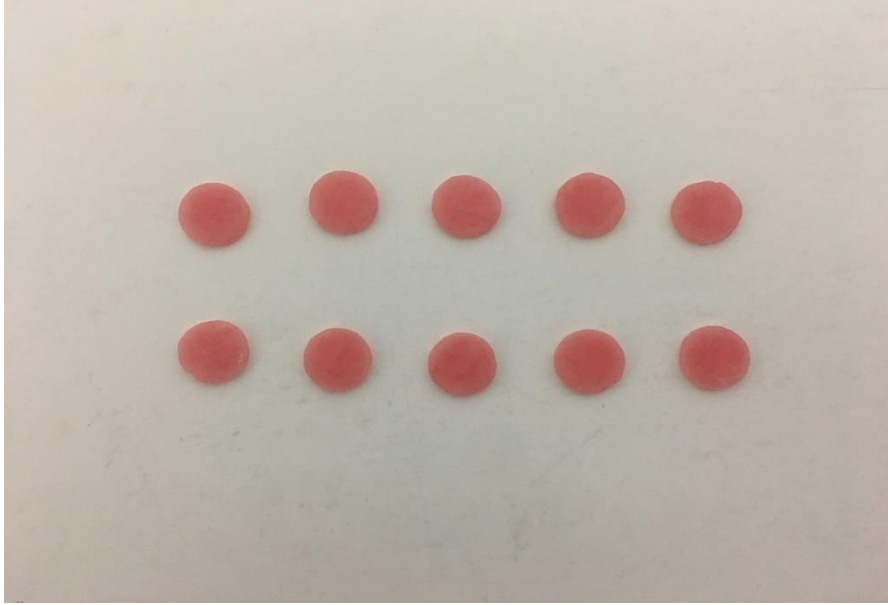
Çıkarılan mum örnekler standart mufla içerisindeki tip 4 alçıya üst yüzeyleri alçı ile aynı hizada olacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.3.). Alçı sertleştikten sonra mum örneklerin yüzeyi lak ile izole edilmiştir. Daha sonra muflanın üst parçası yerleştirilerek içerisine alçı dökülmüştür. Alçı sertleştikten sonra kaynar suda 10 dakika bekletilmiştir. Mufla açılınca mevcut erimiş mumun uzaklaştırılması amacıyla elde edilen örnek boşlukları sıcak su ile temizlenmiştir. Akril tepimi için negatif boşluklar elde edilmiştir. Bu negatif boşluklara yine lak uygulanarak izolasyon sağlanmıştır.



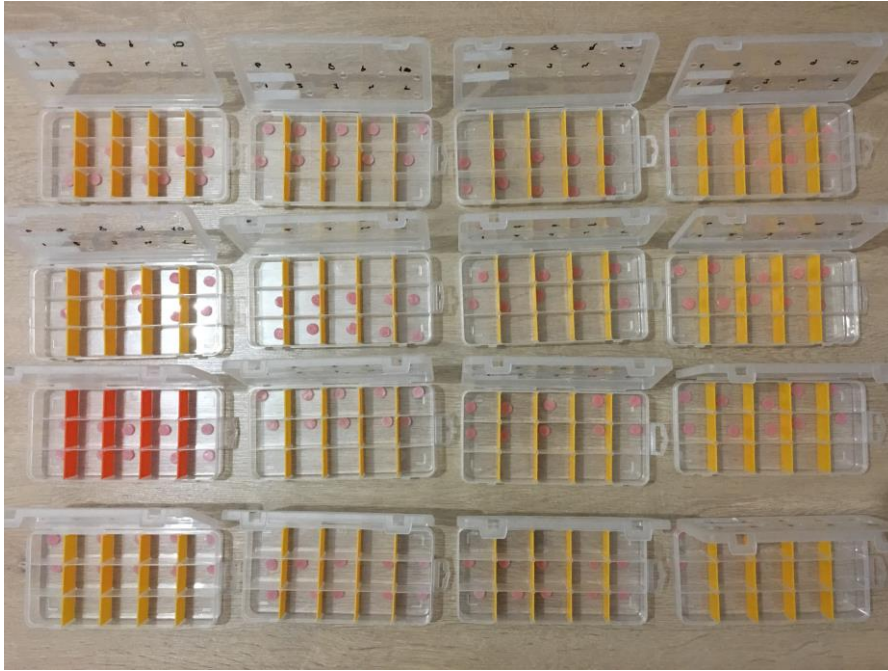
Şekil 3.3. Muflaya alınan mum örnekleri.

Akrilikler, markaların kullanıcı talimatlarına uygun likit/toz oranıyla (Meliodent Heat Cure:0,4 ml/g, Paladent 20: 0,4 ml/g, Procryla: 0,476 ml/g, Rodex: 0,33 ml/g, Meliodent Rapid Repair: 0,7 ml/g, Paladent RR: 0,7 ml/g, Panacryl: 0,5 ml/g, Takilon: 0,7 ml/g) karıştırılarak tepim işlemine hazır hale geldiğinde mufla içerisindeki negatif boşluklara yerleştirilmiştir ve muflanın üst kapağı kapatılmıştır. Fazla olan materyalin taşarak uzaklaşmasını sağlamak için pres altında 2 dakika süreyle bekletilmiştir. Daha sonra ısı ile polimerize olan akrilikler, bir kazanda üretici firmanın önerdiği süre ve ısıda (Meliodent Heat Cure: 100 °C’de 20 dk kaynatılır, Paladent 20: Ilık su 30 dk boyunca 70 °C’ye kadar ısıtılır sonrasında 100 °C’de 20 dk kaynatılır, Procryla: 100 °C’de 20 dk kaynatılır, Rodex: Ilık su 45 dk boyunca 100 °C’ye kadar ısıtılır ve 15 dk kaynatılır) polimerizasyon işlemine tabi tutulmuştur. Bu işlemi takiben mufla kazandan çıkarılarak oda ısısında soğumaya bırakılmıştır. Otopolimerize akrilikler ise yine üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygun basınç ve sürede polimerize edilmiştir (Meliodent Rapid Repair: 55 °C’de 2 bar basınç altında 10 dk, Paladent RR: Oda sıcaklığında ağzı sıkıca kapalı mufla içinde 14 dk, Panacryl: Oda sıcaklığında ağzı sıkıca kapalı mufla içinde 15 dk, Takilon: 25 °C’de 4,9 kPa basınç altında 5 dk). Mufladan çıkarılan örneklerdeki akrilik fazlalıklar bir piyasemen ve hard frez yardımıyla tesfiye edilmiştir. Örneklerin tek tarafı önce P 1200 zımpara ile zımparalanıp, sonrasında pomza ve fırça ardından da polisaj patı ve keçe yardımıyla polisajlanmıştır.

Böylece çalışma için 2 mm kalınlığa ve 15 mm çapa sahip disk Şeklinde, her bir akrilik markasından 40 adet olmak üzere toplamda 320 adet örnek hazırlanmıŐ, protez kaidesini taklit etmek amacıyla örneklerin sadece tek yüzü polisajlanmıştır (Şekil 3.4. ve Şekil 3.5.).



Şekil 3.4. Çalışmada kullanılmak üzere hazırlanan rnekler-1.



Şekil 3.5. Çalışmada kullanılmak üzere hazırlanan rnekler-2.

3.1.2. Protez Temizleme Solüsyonları

Protez temizleyici ajan olarak alkalen peroksit grubuna dahil olan ve efervesan tablet şeklinde piyasaya sunulan Corega ve Protefix ile alkalen hipoklorit grubuna dahil olan sodyum hipoklorit kullanılmıştır. Bu solüsyonların içerikleri ve üretici firmaları aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 3.2.). Kontrol grubundaki örnekler ise su içerisinde bekletilmiştir.

Tablo 3.2. Protez temizleme solüsyonları, içerikleri ve üretici firmaları.

İSİM	İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA
Corega	Potasyum Monopersulfate Sodium Bicarbonate Sodium Lauryl Sulfoacetate Sodium Perborate Monohydrate Sodium Polyphosphate	<i>Glaxosmithkline (GSK)</i> <i>Waterford, İrlanda</i>
Protefix	Sodium Bicarbonate Potasyum Caroate Sodium Perborate Citric acid Sodium Lauryl Sulphate Aroma	<i>Queisser Pharma,</i> <i>Flensburg, Almanya</i>
Sodyum Hipoklorit	Klor Sodyum Hidroksit Sodyum Karbonat Demir	<i>Unilever, Arjantin</i>

3.2. Örnek Gruplarının Oluşturulması

Kaide materyallerinin her biri için bir yüzü mufladan çıktığı gibi pürüzlü diğer yüzü polisajlı 40'ar adet olmak üzere toplam 320 adet çalışma örneği hazırlanmıştır. Sekiz ana gruptan oluşan çalışma örnekleri solüsyon sayısı ile bağlantılı olarak dört alt gruba ayrılmıştır. Üç adet protez temizleyicisi ve kontrol grubu olarak su olmak üzere toplam dört adet solüsyonda 10'ar çalışma örneği kullanılarak toplamda 64 grup oluşturulmuştur. Solüsyonlar ve solüsyonlara karşılık gelen örnek sayıları aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 3.3.).

Tablo 3.3. Solüsyonlara karşılık gelen akrilik kaide materyalleri sayısı.

Akrilik Materyali	Bekleme Solüsyonu	n
Meliodent(h)	Su	10
	Corega	10
	Protefix	10
	Sodyumhipoklorit	10
Meliodent(c)	Su	10
	Corega	10
	Protefix	10
	Sodyumhipoklorit	10
Paladent(h)	Su	10
	Corega	10
	Protefix	10
	Sodyumhipoklorit	10
Paladent(c)	Su	10
	Corega	10
	Protefix	10
	Sodyumhipoklorit	10
Procryla(h)	Su	10
	Corega	10
	Protefix	10
	Sodyumhipoklorit	10
Panacryl(c)	Su	10
	Corega	10
	Protefix	10
	Sodyumhipoklorit	10
Rodex(h)	Su	10
	Corega	10
	Protefix	10
	Sodyumhipoklorit	10
Takilon(c)	Su	10
	Corega	10
	Protefix	10
	Sodyumhipoklorit	10
TOPLAM		320

(h): Isı ile polimerize

(c): Kimyasal yolla polimerize

3.3. Protez Temizleme Solüsyonlarının Hazırlanması

Çalışmada kullanılan alkalen peroksit grubu kimyasal protez temizleme solüsyonlarından Corega ve Protefix efervesan tablet şeklinde üretici firma önerileri doğrultusunda 200 ml'lik ılık suya 1'er tablet atılarak elde edilmiştir. Alkalin hipoklorit grubu sodyum hipokloritin ise %1'lik solüsyonu kullanılmıştır.

3.4. Temizleme Solüsyonlarında Bekletme İşlemleri

Protez temizleme solüsyonlarında örnekler, üretici firma talimatlarına uygun sürede (Corega 5 dk, Protefix 15 dk, Sodyumhipoklorit 15 dk) bekletilmiştir ve bu işlem 90 gün süre ile her gün için tekrar edilmiştir. Örnekler, polisajlı polisajsız yüzeyleri rastgele olacak şekilde deney kabı içerisinde solüsyon ile muamele edilmiştir. Gün içinde kalan zamanda örnekler suda bekletilmiştir. Kontrol gruplarının bekletildiği su ise her gün yenilenmiştir.

3.5. Renk Ölçümü

Örneklerin renk ölçümü için spektrofotometre cihazı kullanılmıştır (Konica Minolta CM 3600A, ABD) (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Konica Minolta 3600A Spektrofotometre.

Spektrofotometre ile renk ölçme işlemleri Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Gıda Mühendisliği Bölümü AR-GE laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Her örnek, pürüzlü ve cilalı yüzeyleri ayrı ayrı olmak üzere 2'şer kez renk ölçüm işlemine tabi tutulmuştur. Temizleme solüsyonlarında bekletme sonucunda oluşan renklenmeyi değerlendirmek için örnekler hazırlandıktan sonra hiçbir işleme tabi tutulmadan ilk ölçümleri yapılmış ve L, a, b renk değerleri elde edilmiştir. 90 gün boyunca temizleme solüsyonlarına tabi tutulan örnekler bu işlem sonunda ikinci bir ölçüm yapılarak ikinci L, a, b değerleri elde edilmiştir. Daha sonra birinci ve ikinci ölçüm arasındaki renk farkını verecek olan ΔE değeri hesaplanmıştır.

3.6. İstatistiksel Analizler

Çalışmada elde edilen verilerin analizinde IBM SPSS Statistics 23.0 paket programı kullanılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler ortalama, standart sapma, en küçük ve en büyük değerler verilerek belirtilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogrov-Smirnov testi ve görsel değerlendirmelerle yapılmış olup normal dağılım gösterdiği saptanmıştır. İkili grupların karşılaştırılmasında Independent samples t testi, ikiden fazla grubun ortalama renk farklarının karşılaştırılmasında ANOVA testi ve Bonferoni düzeltmesi kullanılmıştır.

4. BULGULAR

Kullanılan materyallerin ΔE değerlerinin ortalama, minimum, maksimum değerleri ve standart sapmaları aşağıdaki tablolarda verilmiştir (Tablo 4.1.-4.8.).

Tablo 4.1. Meliodent(h) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işlemine göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.

Materyal	Solüsyon	Yüzey	ΔE			Standart Sapma
			Ortalama	Minimum	Maximum	
Meliodent(h)	Su	Polisajsız	2,10	0,64	3,90	1,05
		Polisajlı	1,42	0,59	2,57	0,70
	Corega	Polisajsız	2,89	0,97	4,69	1,22
		Polisajlı	2,15	0,81	3,33	0,95
	Protefix	Polisajsız	3,14	0,93	4,42	1,04
		Polisajlı	2,02	0,85	3,61	0,72
	Sodyum hipoklorit	Polisajsız	2,43	1,58	3,58	0,64
		Polisajlı	2,30	0,98	3,03	0,66

Tablo 4.2. Meliodent(c) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işlemine göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.

Materyal	Solüsyon	Yüzey	ΔE			Standart Sapma
			Ortalama	Minimum	Maximum	
Meliodent(c)	Su	Polisajsız	1,64	0,91	2,96	0,72
		Polisajlı	1,91	0,33	3,14	0,81
	Corega	Polisajsız	2,32	0,20	7,97	2,50
		Polisajlı	2,56	0,96	3,92	1,14
	Protefix	Polisajsız	2,28	0,31	5,11	1,33
		Polisajlı	2,09	0,58	3,97	1,20
	Sodyum hipoklorit	Polisajsız	2,46	1,49	3,43	0,77
		Polisajlı	2,92	0,78	5,65	1,66

Tablo 4.3. Paladent(h) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işlemine göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.

Materyal	Solüsyon	Yüzey	ΔE			Standart Sapma
			Ortalama	Minimum	Maximum	
Paladent(h)	Su	Polisajsız	1,80	0,69	3,21	0,92
		Polisajlı	1,90	0,47	3,62	0,94
	Corega	Polisajsız	3,81	1,83	5,60	1,29
		Polisajlı	2,55	0,79	5,28	1,37
	Protefix	Polisajsız	3,39	1,95	5,03	1,02
		Polisajlı	4,28	2,17	6,44	1,25
	Sodyum hipoklorit	Polisajsız	3,37	0,89	8,49	2,08
		Polisajlı	1,89	0,80	4,33	1,15

Tablo 4.4. Paladent(c) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işlemine göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.

Materyal	Solüsyon	Yüzey	ΔE			Standart Sapma
			Ortalama	Minimum	Maximum	
Paladent(c)	Su	Polisajsız	2,29	1,07	3,61	0,99
		Polisajlı	1,87	1,27	3,62	0,68
	Corega	Polisajsız	3,25	1,41	4,79	1,32
		Polisajlı	2,36	0,51	4,77	1,19
	Protefix	Polisajsız	2,41	0,73	5,74	1,46
		Polisajlı	2,78	0,80	7,58	2,03
	Sodyum hipoklorit	Polisajsız	2,72	2,08	3,58	0,49
		Polisajlı	2,88	1,43	3,73	0,65

Tablo 4.5. Panacryl(c) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işlemine göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.

Materyal	Solüsyon	Yüzey	ΔE			Standart Sapma
			Ortalama	Minimum	Maximum	
Panacryl(c)	Su	Polisajsız	1,84	1,00	2,44	0,46
		Polisajlı	1,91	0,40	4,58	1,25
	Corega	Polisajsız	1,39	0,46	2,83	0,79
		Polisajlı	1,05	0,48	1,59	0,34
	Protefix	Polisajsız	1,68	0,91	2,74	0,62
		Polisajlı	1,29	0,40	2,43	0,72
	Sodyum hipoklorit	Polisajsız	1,99	0,93	3,75	0,88
		Polisajlı	1,86	0,73	3,32	0,85

Tablo 4.6. Procryla(h) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işlemine göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.

Materyal	Solüsyon	Yüzey	ΔE			Standart Sapma
			Ortalama	Minimum	Maximum	
Procryla(h)	Su	Polisajsız	1,51	0,64	3,40	0,80
		Polisajlı	1,68	0,31	4,05	1,06
	Corega	Polisajsız	2,69	1,00	5,79	1,40
		Polisajlı	2,07	0,91	3,67	0,71
	Protefix	Polisajsız	2,64	1,61	4,61	0,94
		Polisajlı	2,68	1,17	3,86	0,98
	Sodyum hipoklorit	Polisajsız	1,89	0,45	4,15	1,36
		Polisajlı	2,12	0,69	3,62	0,98

Tablo 4.7. Rodex(h) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işlemine göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.

Materyal	Solüsyon	Yüzey	ΔE			Standart Sapma
			Ortalama	Minimum	Maximum	
Rodex(h)	Su	Polisajsız	2,11	0,78	3,25	0,89
		Polisajlı	1,68	0,64	3,51	0,90
	Corega	Polisajsız	2,08	1,07	3,39	0,89
		Polisajlı	1,88	0,19	3,81	1,07
	Protefix	Polisajsız	2,68	0,86	4,80	1,32
		Polisajlı	3,02	1,60	5,86	1,39
	Sodyum hipoklorit	Polisajsız	3,26	2,22	6,26	1,21
		Polisajlı	3,51	1,50	4,83	0,97

Tablo 4.8. Takilon(c) materyalinin beklediği solüsyona ve yüzey işlemine göre ortalama, minimum ve maksimum renk değişim değerleri ve standart sapmaları.

Materyal	Solüsyon	Yüzey	ΔE			Standart Sapma
			Ortalama	Minimum	Maximum	
Takilon(c)	Su	Polisajsız	1,76	1,05	2,46	0,50
		Polisajlı	1,95	0,85	2,76	0,60
	Corega	Polisajsız	1,98	0,93	3,17	0,85
		Polisajlı	1,85	0,63	3,85	0,89
	Protefix	Polisajsız	2,57	1,01	4,21	1,01
		Polisajlı	1,36	0,64	2,84	0,67
	Sodyum hipoklorit	Polisajsız	3,65	0,78	7,93	2,20
		Polisajlı	3,08	0,99	5,59	1,58

Tablo 4.9. Meliodent(h) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Meliodent(h)	Meliodent(c)	0,03	0,19	1,000	-0,57	0,64
	Paladent(h)	-0,57	0,19	0,095	-1,17	0,04
	Paladent(c)	-0,26	0,19	1,000	-0,87	0,34
	Panacryl(c)	0,68	0,19	0,013	0,08	1,28
	Procryla(h)	0,15	0,19	1,000	-0,46	0,75
	Rodex(h)	-0,22	0,19	1,000	-0,82	0,38
	Takilon(c)	0,03	0,19	1,000	-0,57	0,64

Tablo 4.10. Meliodent(c) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Meliodent(c)	Meliodent(h)	-0,03	0,19	1,000	-0,64	0,57
	Paladent(h)	-0,60	0,19	0,053	-1,20	0,00
	Paladent(c)	-0,30	0,19	1,000	-0,90	0,30
	Panacryl(c)	0,64	0,19	0,024	0,04	1,25
	Procryla(h)	0,11	0,19	1,000	-0,49	0,72
	Rodex(h)	-0,25	0,19	1,000	-0,86	0,35
	Takilon(c)	0,00	0,19	1,000	-0,61	0,60

Meliodent(h) ve Meliodent(c) materyallerinin renk değişim değerleri diğer materyaller ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0,007$) (Tablo 4.9. ve 4.10.).

Tablo 4.11. Paladent(h) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Paladent(h)	Meliodent(h)	0,57	0,19	0,095	-0,04	1,17
	Meliodent(c)	0,60	0,19	0,053	0,00	1,20
	Paladent(c)	0,30	0,19	1,000	-0,30	0,91
	Panacryl(c)	1,25	0,19	0,000	0,64	1,85
	Procryla(h)	0,71	0,19	0,006	0,11	1,32
	Rodex(h)	0,35	0,19	1,000	-0,26	0,95
	Takilon(c)	0,60	0,19	0,056	-0,01	1,20

Tablo 4.12. Paladent(c) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Paladent(c)	Meliodent(h)	0,26	0,19	1,000	-0,34	0,87
	Meliodent(c)	0,30	0,19	1,000	-0,30	0,90
	Paladent(h)	-0,30	0,19	1,000	-0,91	0,30
	Panacryl(c)	0,94	0,19	0,000	0,34	1,55
	Procryla(h)	0,41	0,19	0,920	-0,19	1,02
	Rodex(h)	0,04	0,19	1,000	-0,56	0,65
	Takilon(c)	0,30	0,19	1,000	-0,31	0,90

Paladent(h) ve Paladent(c) materyalleri diğer akrilik materyaller ile karşılaştırıldığında, Paladent(h) materyalinin renk değişiminin Panacryl(c) ve Procryla(h) materyallerinden daha fazla olduğu ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($p<0,007$) (Tablo 4.11., Tablo 4.13. ve Tablo 4.14.). Ayrıca Paladent(c) materyali Panacryl(c) materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla renk değişimi göstermiştir ($p<0,007$) (Tablo 4.12. ve Tablo 4.13.).

Tablo 4.13. Panacryl(c) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Panacryl(c)	Meliodent(h)	-0,68	0,19	0,013	-1,28	-0,08
	Meliodent(c)	-0,64	0,19	0,024	-1,25	-0,04
	Paladent(h)	-1,25	0,19	0,000	-1,85	-0,64
	Paladent(c)	-0,94	0,19	0,000	-1,55	-0,34
	Procryla(h)	-0,53	0,19	0,166	-1,14	0,07
	Rodex(h)	-0,90	0,19	0,000	-1,50	-0,30
	Takilon(c)	-0,65	0,19	0,023	-1,25	-0,04

Panacryl(c) materyalinin diğer akrilik materyaller ile renk değişim farkı karşılaştırıldığında, Paladent(h), Paladent(c) ve Rodex(h) materyallerine göre renk değişiminin anlamlı derecede daha az olduğu görülmüştür ($p<0,007$) (Tablo 4.13. ve Tablo 4.15.).

Tablo 4.14. Procryla(h) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Procryla(h)	Meliodent(h)	-0,15	0,19	1,000	-0,75	0,46
	Meliodent(c)	-0,11	0,19	1,000	-0,72	0,49
	Paladent(h)	-0,71	0,19	0,006	-1,32	-0,11
	Paladent(c)	-0,41	0,19	0,920	-1,02	0,19
	Panacryl(c)	0,53	0,19	0,166	-0,07	1,14
	Rodex(h)	-0,37	0,19	1,000	-0,97	0,24
	Takilon(c)	-0,12	0,19	1,000	-0,72	0,49

Procryla(h) materyalinin renk değişimi, Paladent(h) haricindeki diğer materyaller ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($p>0,007$) (Tablo 4.14.).

Tablo 4.15. Rodex(h) materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Rodex(h)	Meliodent(h)	0,22	0,19	1,000	-0,38	0,82
	Meliodent(c)	0,25	0,19	1,000	-0,35	0,86
	Paladent(h)	-0,35	0,19	1,000	-0,95	0,26
	Paladent(c)	-0,04	0,19	1,000	-0,65	0,56
	Panacryl(c)	0,90	0,19	0,000	0,30	1,50
	Procryla(h)	0,37	0,19	1,000	-0,24	0,97
	Takilon(c)	0,25	0,19	1,000	-0,35	0,86

Rodex(h) materyalinin renk değişiminin, Panacryl(c) materyalinden anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ($p < 0,07$). Diğer materyaller ile Rodex(h) renk değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,007$) (Tablo 4.15.).

Takilon(c) materyalinin renk değişimi, diğer materyaller ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir ($p < 0,007$) (Tablo 4.16.)

Tablo 4.16. Takilon materyalinin ortalama renk değişiminin diğer akrilik materyaller ile karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Takilon(c)	Meliodent(h)	-0,03	0,19	1,000	-0,64	0,57
	Meliodent(c)	0,00	0,19	1,000	-0,60	0,61
	Paladent(h)	-0,60	0,19	0,056	-1,20	0,01
	Paladent(c)	-0,30	0,19	1,000	-0,90	0,31
	Panacryl(c)	0,65	0,19	0,023	0,04	1,25
	Procryla(h)	0,12	0,19	1,000	-0,49	0,72
	Rodex(h)	-0,25	0,19	1,000	-0,86	0,35

Tablo 4.17. Akrilik materyallerin bekleme solüsyonlarına göre ortalama renk değişimlerinin kontrol grubu ile karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Alt sınır
Meliudent(h) su	Corega	-0,76	0,30	0,084	-1,58	0,06
	Protefix	-0,82	0,30	0,049	-1,64	0,00
	Sodyumhipoklorit	-0,60	0,30	0,296	-1,42	0,21
Meliudent(c) su	Corega	-0,66	0,43	0,759	-1,82	0,50
	Protefix	-0,40	0,43	1,000	-1,57	0,76
	Sodyumhipoklorit	-0,91	0,43	0,221	-2,07	0,25
Paladent(h) su	Corega	-1,33	0,44	0,019	-2,51	-0,15
	Protefix	-1,98	0,44	0,000	-3,16	-0,80
	Sodyumhipoklorit	-0,77	0,44	0,478	-1,96	0,41
Paladent(c) su	Corega	-0,73	0,38	0,356	-1,75	0,30
	Protefix	-0,51	0,38	1,000	-1,54	0,51
	Sodyumhipoklorit	-0,72	0,38	0,366	-1,75	0,31

Tablo 4.17 (devam). Akrilik materyallerin bekleme solüsyonlarına göre ortalama renk değişimlerinin kontrol grubu ile karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Alt sınır
Panacryl(c) su	Corega	0,66	0,25	0,055	-0,01	1,32
	Protefix	0,39	0,25	0,713	-0,28	1,05
	Sodyumhipoklorit	-0,05	0,25	1,000	-0,72	0,61
Procryla(h) su	Corega	-0,78	0,33	0,118	-1,68	0,11
	Protefix	-1,07	0,33	0,011	-1,96	-0,17
	Sodyumhipoklorit	-0,41	0,33	1,000	-1,30	0,49
Rodex(h) su	Corega	-0,08	0,34	1,000	-1,01	0,84
	Protefix	-0,96	0,34	0,039	-1,88	-0,03
	Sodyumhipoklorit	-1,49	0,34	0,000	-2,42	-0,57
Takilon(c) su	Corega	-0,06	0,38	1,000	-1,08	0,96
	Protefix	-0,11	0,38	1,000	-1,13	0,91
	Sodyumhipoklorit	-1,51	0,38	0,001	-2,53	-0,49

Akrilik materyallerin bekleme solüsyonlarına göre renk değişimleri kontrol grubu olan suyla karşılaştırıldığında; Protefix solüsyonunda bekletilen Paladent(h) ve Procryla(h) materyallerinin renk değişiminin, suda bekletilen Paladent(h) ve Procryla(h) materyallerinin renk değişimine göre anlamlı derecede daha fazla olduğu görülmüştür ($p < 0,016$). Sodyumhipoklorit solüsyonunda bekletilen Rodex(h) ve Takilon(c) materyalleri de suda bekletilenlere göre anlamlı düzeyde daha fazla renk değişimi göstermiştir ($p < 0,016$). Diğer materyallerin suya göre renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemiştir ($p > 0,016$) (Tablo 4.17.).

Tablo 4.18. Meliodent(h) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Solüsyon	Yüzey	Ortalama ΔE	Standart Sapma	p
Su	Polisajsız	2,10	1,05	p>0,05
	Polisajlı	1,42	0,70	
Corega	Polisajsız	2,89	1,22	p>0,05
	Polisajlı	2,15	0,95	
Protefix	Polisajsız	3,14	1,04	p=0,013
	Polisajlı	2,02	0,72	
Sodyum hipoklorit	Polisajsız	2,43	0,64	p>0,05
	Polisajlı	2,30	0,66	

Tablo 4.19. Meliodent(c) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Solüsyon	Yüzey	Ortalama ΔE	Standart Sapma	p
Su	Polisajsız	1,64	0,72	p>0,05
	Polisajlı	1,91	0,81	
Corega	Polisajsız	2,32	2,50	p>0,05
	Polisajlı	2,56	1,14	
Protefix	Polisajsız	2,28	1,33	p>0,05
	Polisajlı	2,09	1,20	
Sodyum hipoklorit	Polisajsız	2,46	0,77	p>0,05
	Polisajlı	2,92	1,66	

Tablo 4.20. Paladent(h) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Solüsyon	Yüzey	Ortalama ΔE	Standart Sapma	p
Su	Polisajsız	1,80	0,92	p>0,05
	Polisajlı	1,90	0,94	
Corega	Polisajsız	3,81	1,29	p>0,05
	Polisajlı	2,55	1,37	
Protefix	Polisajsız	3,39	1,02	p>0,05
	Polisajlı	4,28	1,25	
Sodyum hipoklorit	Polisajsız	3,37	2,08	p>0,05
	Polisajlı	1,89	1,15	

Tablo 4.21. Paladent(c) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Solüsyon	Yüzey	Ortalama ΔE	Standart Sapma	p
Su	Polisajsız	2,29	0,99	p>0,05
	Polisajlı	1,87	0,68	
Corega	Polisajsız	3,25	1,32	p>0,05
	Polisajlı	2,36	1,19	
Protefix	Polisajsız	2,41	1,46	p>0,05
	Polisajlı	2,78	2,03	
Sodyum hipoklorit	Polisajsız	2,72	0,49	p>0,05
	Polisajlı	2,88	0,65	

Tablo 4.22. Panacryl(c) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Solüsyon	Yüzey	Ortalama ΔE	Standart Sapma	p
Su	Polisajsız	1,84	0,46	p>0,05
	Polisajlı	1,91	1,25	
Corega	Polisajsız	1,39	0,79	p>0,05
	Polisajlı	1,05	0,34	
Protefix	Polisajsız	1,68	0,62	p>0,05
	Polisajlı	1,29	0,72	
Sodyum hipoklorit	Polisajsız	1,99	0,88	p>0,05
	Polisajlı	1,86	0,85	

Tablo 4.23. Procryla(h) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Solüsyon	Yüzey	Ortalama ΔE	Standart Sapma	p
Su	Polisajsız	1,51	0,80	p>0,05
	Polisajlı	1,68	1,06	
Corega	Polisajsız	2,69	1,40	p>0,05
	Polisajlı	2,07	0,71	
Protefix	Polisajsız	2,64	0,94	p>0,05
	Polisajlı	2,68	0,98	
Sodyum hipoklorit	Polisajsız	1,89	1,36	p>0,05
	Polisajlı	2,12	0,98	

Tablo 4.24. Rodex(h) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Solüsyon	Yüzey	Ortalama ΔE	Standart Sapma	p
Su	Polisajsız	2,11	0,89	p>0,05
	Polisajlı	1,68	0,90	
Corega	Polisajsız	2,08	0,89	p>0,05
	Polisajlı	1,88	1,07	
Protifix	Polisajsız	2,68	1,32	p>0,05
	Polisajlı	3,02	1,39	
Sodyum hipoklorit	Polisajsız	3,26	1,21	p>0,05
	Polisajlı	3,51	0,97	

Tablo 4.25. Takilon(c) materyalinin bekleme solüsyonlarına göre polisajlı ve polisajsız yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Solüsyon	Yüzey	Ortalama ΔE	Standart Sapma	p
Su	Polisajsız	1,76	0,50	p>0,05
	Polisajlı	1,95	0,60	
Corega	Polisajsız	1,98	0,85	p>0,05
	Polisajlı	1,85	0,89	
Protifix	Polisajsız	2,57	1,01	p=0,006
	Polisajlı	1,36	0,67	
Sodyum hipoklorit	Polisajsız	3,65	2,20	p>0,05
	Polisajlı	3,08	1,58	

Akrilik kaide materyallerinin bekletildikleri solüsyona göre polisajlı ve polisajsız yüzeyleri arasındaki renk değişim farkına bakıldığında; Protifix solüsyonunda bekletilen Meliodent(h) ve Takilon(c) materyallerinin polisajsız yüzeylerinin polisajlı yüzeylere göre daha fazla renklenme gösterdiği ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir (p<0,05). Diğer altı materyalin bekletildikleri solüsyona göre polisajlı ve polisajsız yüzeylerinin renk değişimleri

arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.18.- Tablo 4.25.).

Tablo 4.26. Akrilik kaide materyallerinin polisajlı ve polisajsız yüzeyleri arasındaki ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Materyal	Yüzey	Ortalama ΔE	Standart Sapma	p
Meliudent(h)	Polisajsız	2,64	1,05	p=0,002
	Polisajlı	1,97	0,81	
Meliudent(c)	Polisajsız	2,17	1,49	p>0,05
	Polisajlı	2,37	1,26	
Paladent(h)	Polisajsız	3,09	1,56	p>0,05
	Polisajlı	2,66	1,51	
Paladent(c)	Polisajsız	2,67	1,15	p>0,05
	Polisajlı	2,47	1,28	
Panacryl(c)	Polisajsız	1,73	0,71	p>0,05
	Polisajlı	1,53	0,90	
Procryla(h)	Polisajsız	2,18	1,22	p>0,05
	Polisajlı	2,14	0,98	
Rodex(h)	Polisajsız	2,53	1,16	p>0,05
	Polisajlı	2,52	1,31	
Takilon(c)	Polisajsız	2,49	1,46	p>0,05
	Polisajlı	2,06	1,16	

Akrilik kaide materyallerinin, bekletildikleri solüsyon hesaba katılmadan polisajlı ve polisajsız yüzeyleri arasındaki renk değişimleri karşılaştırıldığında, Meliudent(h) materyalinin polisajsız yüzeyinde polisajlı yüzeye göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha fazla renk değişimi olduğu görülmüştür ($p=0,002$). Diğer yedi materyalin polisajlı ve polisajsız yüzeylerinin renk değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.26.).

Tablo 4.27. Suda bekletilen akrilik kaide materyallerin ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Meliudent(h)	Meliudent(c)	-0,02	0,27	1,000	-0,87	0,84
	Paladent(h)	-0,09	0,27	1,000	-0,95	0,77
	Paladent(c)	-0,32	0,27	1,000	-1,18	0,54
	Panacryl(c)	-0,11	0,27	1,000	-0,97	0,74
	Procryla(h)	0,17	0,27	1,000	-0,69	1,02
	Rodex(h)	-0,13	0,27	1,000	-0,99	0,72
	Takilon(c)	-0,09	0,27	1,000	-0,95	0,76
Meliudent(c)	Meliudent(h)	0,02	0,27	1,000	-0,84	0,87
	Paladent(h)	-0,07	0,27	1,000	-0,93	0,78
	Paladent(c)	-0,30	0,27	1,000	-1,16	0,55
	Panacryl(c)	-0,10	0,27	1,000	-0,95	0,76
	Procryla(h)	0,18	0,27	1,000	-0,67	1,04
	Rodex(h)	-0,12	0,27	1,000	-0,97	0,74
	Takilon(c)	-0,08	0,27	1,000	-0,94	0,78
Paladent(h)	Meliudent(h)	0,09	0,27	1,000	-0,77	0,95
	Meliudent(c)	0,07	0,27	1,000	-0,78	0,93
	Paladent(c)	-0,23	0,27	1,000	-1,09	0,63
	Panacryl(c)	-0,02	0,27	1,000	-0,88	0,83
	Procryla(h)	0,26	0,27	1,000	-0,60	1,11
	Rodex(h)	-0,04	0,27	1,000	-0,90	0,81
	Takilon(c)	0,00	0,27	1,000	-0,86	0,85
Paladent(c)	Meliudent(h)	0,32	0,27	1,000	-0,54	1,18
	Meliudent(c)	0,30	0,27	1,000	-0,55	1,16
	Paladent(h)	0,23	0,27	1,000	-0,63	1,09
	Panacryl(c)	0,21	0,27	1,000	-0,65	1,06
	Procryla(h)	0,49	0,27	1,000	-0,37	1,34
	Rodex(h)	0,19	0,27	1,000	-0,67	1,04
	Takilon(c)	0,22	0,27	1,000	-0,63	1,08

Tablo 4.27 (devam). Suda bekletilen akrilik kaide materyallerin ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Panacryl(c)	Meliodent(h)	0,11	0,27	1,000	-0,74	0,97
	Meliodent(c)	0,10	0,27	1,000	-0,76	0,95
	Paladent(h)	0,02	0,27	1,000	-0,83	0,88
	Paladent(c)	-0,21	0,27	1,000	-1,06	0,65
	Procryla(h)	0,28	0,27	1,000	-0,58	1,14
	Rodex(h)	-0,02	0,27	1,000	-0,88	0,84
	Takilon(c)	0,02	0,27	1,000	-0,84	0,88
Procryla(h)	Meliodent(h)	-0,17	0,27	1,000	-1,02	0,69
	Meliodent(c)	-0,18	0,27	1,000	-1,04	0,67
	Paladent(h)	-0,26	0,27	1,000	-1,11	0,60
	Paladent(c)	-0,49	0,27	1,000	-1,34	0,37
	Panacryl(c)	-0,28	0,27	1,000	-1,14	0,58
	Rodex(h)	-0,30	0,27	1,000	-1,16	0,56
	Takilon(c)	-0,26	0,27	1,000	-1,12	0,60
Rodex(h)	Meliodent(h)	0,13	0,27	1,000	-0,72	0,99
	Meliodent(c)	0,12	0,27	1,000	-0,74	0,97
	Paladent(h)	0,04	0,27	1,000	-0,81	0,90
	Paladent(c)	-0,19	0,27	1,000	-1,04	0,67
	Panacryl(c)	0,02	0,27	1,000	-0,84	0,88
	Procryla(h)	0,30	0,27	1,000	-0,56	1,16
	Takilon(c)	0,04	0,27	1,000	-0,82	0,90
Takilon(c)	Meliodent(h)	0,09	0,27	1,000	-0,76	0,95
	Meliodent(c)	0,08	0,27	1,000	-0,78	0,94
	Paladent(h)	0,00	0,27	1,000	-0,85	0,86
	Paladent(c)	-0,22	0,27	1,000	-1,08	0,63
	Panacryl(c)	-0,02	0,27	1,000	-0,88	0,84
	Procryla(h)	0,26	0,27	1,000	-0,60	1,12
	Rodex(h)	-0,04	0,27	1,000	-0,90	0,82

Tablo 4.28. Corega solüsyonunda bekletilen akrilik kaide materyallerin ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Meliudent(h)	Meliudent(c)	0,08	0,39	1,000	-1,15	1,31
	Paladent(h)	-0,66	0,39	1,000	-1,89	0,57
	Paladent(c)	-0,29	0,39	1,000	-1,52	0,94
	Panacryl(c)	1,30	0,39	0,027	0,07	2,53
	Procryla(h)	0,14	0,39	1,000	-1,09	1,37
	Rodex(h)	0,54	0,39	1,000	-0,69	1,77
	Takilon(c)	0,61	0,39	1,000	-0,62	1,84
Meliudent(c)	Meliudent(h)	-0,08	0,39	1,000	-1,31	1,15
	Paladent(h)	-0,74	0,39	1,000	-1,97	0,49
	Paladent(c)	-0,37	0,39	1,000	-1,60	0,86
	Panacryl(c)	1,22	0,39	0,054	-0,01	2,45
	Procryla(h)	0,06	0,39	1,000	-1,17	1,29
	Rodex(h)	0,46	0,39	1,000	-0,77	1,69
	Takilon(c)	0,53	0,39	1,000	-0,70	1,76
Paladent(h)	Meliudent(h)	0,66	0,39	1,000	-0,57	1,89
	Meliudent(c)	0,74	0,39	1,000	-0,49	1,97
	Paladent(c)	0,37	0,39	1,000	-0,86	1,60
	Panacryl(c)	1,96	0,39	0,000	0,73	3,19
	Procryla(h)	0,80	0,39	1,000	-0,43	2,03
	Rodex(h)	1,20	0,39	0,063	-0,03	2,43
	Takilon(c)	1,27	0,39	0,036	0,04	2,50
Paladent(c)	Meliudent(h)	0,29	0,39	1,000	-0,94	1,52
	Meliudent(c)	0,37	0,39	1,000	-0,86	1,60
	Paladent(h)	-0,37	0,39	1,000	-1,60	0,86
	Panacryl(c)	1,59	0,39	0,002	0,36	2,82
	Procryla(h)	0,43	0,39	1,000	-0,80	1,66
	Rodex(h)	0,83	0,39	0,942	-0,40	2,06
	Takilon(c)	0,89	0,39	0,620	-0,34	2,12

Tablo 4.28 (devam). Corega solüsyonunda bekletilen akrilik kaide materyallerin ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Panacryl(c)	Meliodent(h)	-1,30	0,39	0,027	-2,53	-0,07
	Meliodent(c)	-1,22	0,39	0,054	-2,45	0,01
	Paladent(h)	-1,96	0,39	0,000	-3,19	-0,73
	Paladent(c)	-1,59	0,39	0,002	-2,82	-0,36
	Procryla(h)	-1,16	0,39	0,089	-2,39	0,07
	Rodex(h)	-0,76	0,39	1,000	-1,99	0,47
	Takilon(c)	-0,69	0,39	1,000	-1,92	0,54
Procryla(h)	Meliodent(h)	-0,14	0,39	1,000	-1,37	1,09
	Meliodent(c)	-0,06	0,39	1,000	-1,29	1,17
	Paladent(h)	-0,80	0,39	1,000	-2,03	0,43
	Paladent(c)	-0,43	0,39	1,000	-1,66	0,80
	Panacryl(c)	1,16	0,39	0,089	-0,07	2,39
	Rodex(h)	0,40	0,39	1,000	-0,83	1,63
	Takilon(c)	0,47	0,39	1,000	-0,76	1,70
Rodex(h)	Meliodent(h)	-0,54	0,39	1,000	-1,77	0,69
	Meliodent(c)	-0,46	0,39	1,000	-1,69	0,77
	Paladent(h)	-1,20	0,39	0,063	-2,43	0,03
	Paladent(c)	-0,83	0,39	0,942	-2,06	0,40
	Panacryl(c)	0,76	0,39	1,000	-0,47	1,99
	Procryla(h)	-0,40	0,39	1,000	-1,63	0,83
	Takilon(c)	0,06	0,39	1,000	-1,16	1,29
Takilon(c)	Meliodent(h)	-0,61	0,39	1,000	-1,84	0,62
	Meliodent(c)	-0,53	0,39	1,000	-1,76	0,70
	Paladent(h)	-1,27	0,39	0,036	-2,50	-0,04
	Paladent(c)	-0,89	0,39	0,620	-2,12	0,34
	Panacryl(c)	0,69	0,39	1,000	-0,54	1,92
	Procryla(h)	-0,47	0,39	1,000	-1,70	0,76
	Rodex(h)	-0,06	0,39	1,000	-1,29	1,16

Tablo 4.29. Protefix solüsyonunda bekletilen akrilik kaide materyallerin ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Meliudent(h)	Meliudent(c)	0,40	0,38	1,000	-0,79	1,59
	Paladent(h)	-1,25	0,38	0,030	-2,44	-0,06
	Paladent(c)	-0,01	0,38	1,000	-1,21	1,18
	Panacryl(c)	1,09	0,38	0,115	-0,10	2,29
	Procryla(h)	-0,08	0,38	1,000	-1,27	1,11
	Rodex(h)	-0,27	0,38	1,000	-1,46	0,92
	Takilon(c)	0,62	0,38	1,000	-0,58	1,81
Meliudent(c)	Meliudent(h)	-0,40	0,38	1,000	-1,59	0,79
	Paladent(h)	-1,65	0,38	0,001	-2,84	-0,46
	Paladent(c)	-0,41	0,38	1,000	-1,60	0,78
	Panacryl(c)	0,69	0,38	1,000	-0,50	1,89
	Procryla(h)	-0,48	0,38	1,000	-1,67	0,71
	Rodex(h)	-0,67	0,38	1,000	-1,86	0,53
	Takilon(c)	0,22	0,38	1,000	-0,98	1,41
Paladent(h)	Meliudent(h)	1,25	0,38	0,030	0,06	2,44
	Meliudent(c)	1,65	0,38	0,001	0,46	2,84
	Paladent(c)	1,24	0,38	0,034	0,05	2,43
	Panacryl(c)	2,34	0,38	0,000	1,15	3,54
	Procryla(h)	1,17	0,38	0,060	-0,02	2,36
	Rodex(h)	0,98	0,38	0,272	-0,21	2,18
	Takilon(c)	1,87	0,38	0,000	0,67	3,06
Paladent(c)	Meliudent(h)	0,01	0,38	1,000	-1,18	1,21
	Meliudent(c)	0,41	0,38	1,000	-0,78	1,60
	Paladent(h)	-1,24	0,38	0,034	-2,43	-0,05
	Panacryl(c)	1,11	0,38	0,104	-0,09	2,30
	Procryla(h)	-0,07	0,38	1,000	-1,26	1,13
	Rodex(h)	-0,26	0,38	1,000	-1,45	0,94
	Takilon(c)	0,63	0,38	1,000	-0,57	1,82

Tablo 4.29 (devam). Protefix solüsyonunda bekletilen akrilik kaide materyallerin ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Panacryl(c)	Meliodent(h)	-1,09	0,38	0,115	-2,29	0,10
	Meliodent(c)	-0,69	0,38	1,000	-1,89	0,50
	Paladent(h)	-2,34	0,38	0,000	-3,54	-1,15
	Paladent(c)	-1,11	0,38	0,104	-2,30	0,09
	Procryla(h)	-1,17	0,38	0,060	-2,37	0,02
	Rodex(h)	-1,36	0,38	0,011	-2,55	-0,17
	Takilon(c)	-0,48	0,38	1,000	-1,67	0,72
Procryla(h)	Meliodent(h)	0,08	0,38	1,000	-1,11	1,27
	Meliodent(c)	0,48	0,38	1,000	-0,71	1,67
	Paladent(h)	-1,17	0,38	0,060	-2,36	0,02
	Paladent(c)	0,07	0,38	1,000	-1,13	1,26
	Panacryl(c)	1,17	0,38	0,060	-0,02	2,37
	Rodex(h)	-0,19	0,38	1,000	-1,38	1,00
	Takilon(c)	0,69	0,38	1,000	-0,50	1,89
Rodex(h)	Meliodent(h)	0,27	0,38	1,000	-0,92	1,46
	Meliodent(c)	0,67	0,38	1,000	-0,53	1,86
	Paladent(h)	-0,98	0,38	0,272	-2,18	0,21
	Paladent(c)	0,26	0,38	1,000	-0,94	1,45
	Panacryl(c)	1,36	0,38	0,011	0,17	2,55
	Procryla(h)	0,19	0,38	1,000	-1,00	1,38
	Takilon(c)	0,88	0,38	0,552	-0,31	2,08
Takilon(c)	Meliodent(h)	-0,62	0,38	1,000	-1,81	0,58
	Meliodent(c)	-0,22	0,38	1,000	-1,41	0,98
	Paladent(h)	-1,87	0,38	0,000	-3,06	-0,67
	Paladent(c)	-0,63	0,38	1,000	-1,82	0,57
	Panacryl(c)	0,48	0,38	1,000	-0,72	1,67
	Procryla(h)	-0,69	0,38	1,000	-1,89	0,50
	Rodex(h)	-0,88	0,38	0,552	-2,08	0,31

Tablo 4.30. Sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletilen akrilik kaide materyallerin ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Meliudent(h)	Meliudent(c)	-0,32	0,39	1,000	-1,58	0,93
	Paladent(h)	-0,26	0,39	1,000	-1,51	0,99
	Paladent(c)	-0,44	0,39	1,000	-1,69	0,81
	Panacryl(c)	0,44	0,39	1,000	-0,81	1,69
	Procryla(h)	0,36	0,39	1,000	-0,89	1,61
	Rodex(h)	-1,02	0,39	0,291	-2,27	0,23
	Takilon(c)	-1,00	0,39	0,331	-2,25	0,25
Meliudent(c)	Meliudent(h)	0,32	0,39	1,000	-0,93	1,58
	Paladent(h)	0,06	0,39	1,000	-1,19	1,31
	Paladent(c)	-0,11	0,39	1,000	-1,37	1,14
	Panacryl(c)	0,76	0,39	1,000	-0,49	2,01
	Procryla(h)	0,69	0,39	1,000	-0,56	1,94
	Rodex(h)	-0,70	0,39	1,000	-1,95	0,55
	Takilon(c)	-0,68	0,39	1,000	-1,93	0,57
Paladent(h)	Meliudent(h)	0,26	0,39	1,000	-0,99	1,51
	Meliudent(c)	-0,06	0,39	1,000	-1,31	1,19
	Paladent(c)	-0,18	0,39	1,000	-1,43	1,08
	Panacryl(c)	0,70	0,39	1,000	-0,55	1,95
	Procryla(h)	0,62	0,39	1,000	-0,63	1,88
	Rodex(h)	-0,76	0,39	1,000	-2,01	0,49
	Takilon(c)	-0,74	0,39	1,000	-1,99	0,51
Paladent(c)	Meliudent(h)	0,44	0,39	1,000	-0,81	1,69
	Meliudent(c)	0,11	0,39	1,000	-1,14	1,37
	Paladent(h)	0,18	0,39	1,000	-1,08	1,43
	Panacryl(c)	0,88	0,39	0,775	-0,38	2,13
	Procryla(h)	0,80	0,39	1,000	-0,45	2,05
	Rodex(h)	-0,58	0,39	1,000	-1,83	0,67
	Takilon(c)	-0,56	0,39	1,000	-1,82	0,69

Tablo 4.30 (devam). Sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletilen akrilik kaide materyallerin ortalama renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Materyal 1	Materyal 2	Ortalama Farkı (1-2)	Standart Hata	Sig.	%95 Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Panacryl(c)	Meliudent(h)	-0,44	0,39	1,000	-1,69	0,81
	Meliudent(c)	-0,76	0,39	1,000	-2,01	0,49
	Paladent(h)	-0,70	0,39	1,000	-1,95	0,55
	Paladent(c)	-0,88	0,39	0,775	-2,13	0,38
	Procryla(h)	-0,07	0,39	1,000	-1,33	1,18
	Rodex(h)	-1,46	0,39	0,008	-2,71	-0,21
	Takilon(c)	-1,44	0,39	0,010	-2,69	-0,19
Procryla(h)	Meliudent(h)	-0,36	0,39	1,000	-1,61	0,89
	Meliudent(c)	-0,69	0,39	1,000	-1,94	0,56
	Paladent(h)	-0,62	0,39	1,000	-1,88	0,63
	Paladent(c)	-0,80	0,39	1,000	-2,05	0,45
	Panacryl(c)	0,07	0,39	1,000	-1,18	1,33
	Rodex(h)	-1,38	0,39	0,016	-2,64	-0,13
	Takilon(c)	-1,37	0,39	0,019	-2,62	-0,11
Rodex(h)	Meliudent(h)	1,02	0,39	0,291	-0,23	2,27
	Meliudent(c)	0,70	0,39	1,000	-0,55	1,95
	Paladent(h)	0,76	0,39	1,000	-0,49	2,01
	Paladent(c)	0,58	0,39	1,000	-0,67	1,83
	Panacryl(c)	1,46	0,39	0,008	0,21	2,71
	Procryla(h)	1,38	0,39	0,016	0,13	2,64
	Takilon(c)	0,02	0,39	1,000	-1,23	1,27
Takilon(c)	Meliudent(h)	1,00	0,39	0,331	-0,25	2,25
	Meliudent(c)	0,68	0,39	1,000	-0,57	1,93
	Paladent(h)	0,74	0,39	1,000	-0,51	1,99
	Paladent(c)	0,56	0,39	1,000	-0,69	1,82
	Panacryl(c)	1,44	0,39	0,010	0,19	2,69
	Procryla(h)	1,37	0,39	0,019	0,11	2,62
	Rodex(h)	-0,02	0,39	1,000	-1,27	1,23

Su ve sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletilen akrilik kaide materyallerinin ortalama renk değişimleri karşılaştırıldığında materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0,007$) (Tablo 4.27. ve Tablo 4.30.).

Corega solüsyonunda bekletilen akrilik kaide materyallerinin ortalama renk değişimleri karşılaştırıldığında Paladent(h) ve Paladent(c) materyallerinin ortalama renk değişimleri Panacryl(c) materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,007$). Corega solüsyonunda bekletilen diğer akrilik kaide materyallerinin ortalama renk değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,007$) (Tablo 4.28.).

Protefix solüsyonunda bekletilen akrilik kaide materyallerinin ortalama renk değişimleri karşılaştırıldığında Paladent(h) materyalinin, Meliodent(c), Panacryl(c) ve Takilon(c) materyallerine göre anlamlı derecede daha fazla renk değiştirdiği gözlenmiştir ($p<0,007$). Protefix solüsyonunda bekletilen diğer akrilik kaide materyallerinin ortalama renk değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,007$) (Tablo 4.29.).

Tüm örneklere ait ölçümler Tablo 4.31.'den Tablo 4.46'ya kadar verilmiştir.

Tablo 4.31. Meliodent(h) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	59,76	56,3	17,53	16,26	2,49	1,23	3,90
	59,31	57,05	16,64	17,39	1,98	1,21	2,50
	60,18	58,27	16,64	15,32	1,53	1,27	2,34
	58,84	59,46	16,72	16,82	1,12	1,22	0,64
	59,24	59,8	17,15	17,23	1,61	1,2	0,70
	58,92	57,18	18,33	15,89	1,93	1,17	3,09
	59,36	60,69	18,96	18,61	2,57	1,87	1,54
	59,92	57,42	17,24	17,15	1,71	0,08	2,99
	59,4	60,47	16,95	15,57	0,73	0,55	1,76
	58,22	59,14	16,41	17,71	1,11	1,22	1,60
Corega	59,73	59,1	17,98	17,61	2,23	1,59	0,97
	58,18	59,67	17,25	17,9	1,24	1,77	1,71
	59,07	55,99	17,91	18,44	1,64	0,55	3,31
	60,64	56,76	16,94	18,54	2,39	0,61	4,56
	58,38	56,77	17,01	18,68	1,14	1,15	2,32
	58,13	57,48	17,21	18,8	0,83	1	1,73
	59,5	55,76	17,17	19,13	2,43	0,38	4,69
	59,62	56,96	17,56	18,58	2,41	1,38	3,03
	61,65	59,15	18,14	19,8	3,02	2,5	3,05
	59,11	56,19	17,5	18,75	2,41	0,89	3,52
Protifix	58,6	54,62	17,5	18,06	1,39	-0,44	4,42
	59,91	57,16	17,82	19,49	2,03	1,07	3,36
	59,36	58,03	16,92	18,25	0,96	0,99	1,88
	60,26	57,12	18,09	18,81	2,65	1,25	3,51
	59,36	56,22	17,13	18,21	2,07	0,31	3,76
	60,11	57,43	18,5	19,94	2,69	1,49	3,27
	59,41	56,64	16,93	19,12	2,17	1,24	3,65
	58,76	55,24	16,18	17,28	0,59	-0,62	3,88
	58,44	58,21	18,94	19,79	2,01	1,71	0,93
	61,33	58,93	15,48	16,22	1,89	0,84	2,72
Sodyum hipoklorit	58,08	59,76	15,51	16,05	0,08	1,63	2,35
	60,72	59,25	16,29	16,23	0,72	1,3	1,58
	60,21	58,34	17,29	16,61	2,55	1,95	2,08
	59,13	57,12	16,7	15,48	1,28	-0,1	2,73
	61,76	58,42	17,54	16,61	2,39	1,49	3,58
	59,25	57,94	17,5	16,71	2,02	0,76	1,98
	59,59	57,86	17,24	15,46	2,45	0,91	2,92
	58,68	59,48	16,31	17,66	1,79	2,3	1,65
	57,2	59,5	13,25	12,42	1,86	0,08	3,02
	62,02	61,28	11,32	10,59	1,97	-0,18	2,39

Tablo 4.32. Meliodent(h) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	57,09	57,75	17,79	16,98	1,93	1,91	1,05
	59,94	58,65	17,25	18,11	2,65	2,57	1,55
	58,32	57,96	17,06	16,42	1,13	1,59	0,87
	58,44	57,62	17,9	17,66	2,26	1,73	1,01
	59,11	59,24	18,38	17,8	1,96	1,95	0,59
	60,63	59,01	19,71	18,17	3,84	3,18	2,33
	58,55	56,51	19,6	18,79	2,67	1,34	2,57
	57,6	59,6	18,39	18,7	1,73	2,44	2,14
	57,32	58,16	17,81	16,9	1,62	1,09	1,35
	57,83	58,01	18	17,44	2,05	1,62	0,73
Corega	58,11	57,58	18,66	18,98	1,96	1,44	0,81
	58,3	56,89	17,52	19,93	2,11	1,75	2,82
	57,96	56,66	18,93	19,65	1,71	1,26	1,55
	59,78	57,31	17,38	18,69	2,79	1,01	3,31
	59,08	56,28	18,81	19,07	3,17	1,54	3,25
	58,83	56,28	18,65	19,5	2,53	0,57	3,33
	57,89	56,64	18,42	19,04	2,33	1,27	1,75
	59,8	59,39	17,81	18,73	2,59	2	1,17
	62,4	61,36	17,21	18,88	1,8	1,63	1,97
	58,79	59,57	17,55	18,89	2,71	2,8	1,55
Protifix	57,43	56,96	18,59	19,29	1,48	1,36	0,85
	61,13	58,06	17,88	19,27	2,85	1,56	3,61
	58,13	56,29	18,45	19,11	2,48	1,53	2,17
	58,61	57,47	17,99	19,26	1,71	1,39	1,74
	58,36	57,99	18,28	19,8	2,81	2,62	1,58
	60,73	58,89	18,58	20,01	3,78	2,81	2,52
	58,42	56,7	18,02	19,03	2,54	1,48	2,26
	58,85	57,16	18,09	19,08	1,79	1,44	1,99
	58,34	57	19,88	20	2,63	1,25	1,93
	59,21	59,2	17,23	18,83	2,97	3,08	1,60
Sodyum hipoklorit	58,73	56,69	17,15	15,97	1,63	0,3	2,71
	59,66	59,43	17,68	16,79	3,09	1,81	1,58
	59,1	59,44	18,04	17,39	2,81	2,16	0,98
	59,05	61,39	17,83	17,07	2,18	2,73	2,52
	61,56	62,44	18,84	17,56	1,76	2,78	1,86
	58,46	60,46	18,8	18,86	2,41	3,18	2,14
	58,23	59,82	19	16,47	2,04	2,48	3,02
	60,05	58,12	16,6	18,47	2,83	1,42	3,03
	61,02	60,27	14,3	12,48	2,01	0,32	2,59
	61,01	60,06	12,98	11,16	1,07	-0,46	2,56

Tablo 4.33. Meliodent(c) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	53,83	52,27	20,85	19,74	3,22	3,07	1,92
	53,95	51,67	21,55	20,11	3,62	2,4	2,96
	55,1	54,4	19,24	18,66	2,59	2,51	0,91
	54,08	53,14	22,33	22,18	3,95	3,67	0,99
	55,11	53,33	21,67	20,66	4,05	2,79	2,40
	53,69	54,16	19,85	19,06	2,52	2,91	1,00
	54,07	53,14	21,09	20,18	2,84	2,63	1,32
	55,74	54	19,67	19,64	2,64	2,75	1,74
	54,66	54,61	21,83	21,75	3,45	4,4	0,95
	53,73	51,83	19,66	18,83	2,63	1,86	2,21
Corega	54,39	53,81	21,42	26,77	4,16	4,2	5,38
	54,55	52,37	19,02	26,57	2,76	4,08	7,97
	54,41	53,91	19,34	20,02	2,67	2,79	0,85
	56,06	53,57	19,36	20,86	3,65	2,99	2,98
	54,5	52,93	20,47	20,85	2,9	2,76	1,62
	54,49	53,88	21,32	19,7	3,35	2,56	1,90
	54,51	54,91	21,23	20,97	3,69	3,43	0,54
	55,05	54,53	20,96	20,27	2,64	3,27	1,07
	53,86	53,85	19,93	20,13	3,14	3,12	0,20
	55,21	55,19	19,47	19,79	2,95	2,33	0,70
Protifix	55,18	54,31	20,3	22,1	3,94	3,83	2,00
	54,2	53,94	22,14	21,98	3,84	3,91	0,31
	55,24	58,11	20,12	17,85	3,29	2,82	3,69
	55,05	54,89	20,19	21,88	2,93	3,98	2,00
	54,57	53,64	22,55	20,69	4,45	2,48	2,86
	52,75	54,56	19,6	20,16	2,75	2,69	1,90
	54,94	54,6	21,37	20,11	3,52	3,89	1,36
	56,52	53,32	18,49	22,41	4,32	3,62	5,11
	54,49	52,45	19,34	19,54	2	1,98	2,05
	54,8	54,38	21,48	20,64	3,87	2,68	1,52
Sodyum hipoklorit	55,64	52,47	18,9	18,23	2,94	2,74	3,25
	54,22	54,17	21,4	20,06	2,88	3,56	1,50
	53,88	52,53	18,51	17,89	2,51	2,38	1,49
	56,13	54,16	21,5	20,89	4,38	3,25	2,35
	53,65	54,62	20,45	18,83	3	2,92	1,89
	54,24	53,98	20,28	20,51	2,95	4,61	1,70
	54,93	51,78	20,94	20,17	3,26	2,82	3,27
	53,08	52,18	19,78	17,42	2,36	1,7	2,61
	54,47	53,36	23,45	20,97	4,79	3,37	3,07
	58,22	56,23	24,69	22,14	3,7	4,84	3,43

Tablo 4.34. Meliodent(c) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	53,9	52,66	22,22	20,17	3,85	2,95	2,56
	53,42	54,85	21,88	22,02	3,3	4,36	1,79
	54,95	53,26	21,31	19,04	4,21	2,84	3,14
	53,43	53,41	23,41	23,13	4,62	4,79	0,33
	53,17	53,19	22,08	21,09	4,08	3,35	1,23
	54,95	53,97	21,41	19,8	3,75	3,15	1,98
	54,07	54,21	23,03	21,29	4,14	4,22	1,75
	54,28	53,25	21,52	20,48	3,9	3,56	1,50
	55,05	53,03	23,77	22,18	5,33	4,31	2,77
	54,39	54,25	21,42	19,61	4,16	3,12	2,09
Corega	54,47	53,98	19,48	23,33	3,75	3,19	3,92
	54,1	52,65	20,81	20,23	3,73	2,8	1,82
	54,97	52,17	21,36	19,84	4,22	2,92	3,44
	54,88	53,18	20,85	21,71	4,04	3,24	2,07
	54,69	52,19	22,68	21,28	4,62	2,41	3,62
	53,9	52,45	22,03	20,15	4,16	2,54	2,87
	53,52	53,2	21,53	21	3,72	2,9	1,03
	53,81	52,95	23,32	21,86	4,56	3,56	1,97
	54,53	53,78	22,41	22,11	4,7	4,18	0,96
	54,92	53,22	23,46	20,56	5	3,06	3,88
Protifix	54,6	52,95	21,9	22,78	4,93	3,63	2,28
	53,67	53,05	23,77	22,11	4,6	3,79	1,95
	56,25	54,87	20,85	20,15	3,59	4,3	1,70
	54,57	51,82	22,55	20,97	4,45	2,96	3,50
	54,82	53,54	23,7	22,7	4,95	3,91	1,93
	56,09	52,33	20,45	20,82	3,86	2,63	3,97
	54,57	54,54	23,13	22,68	4,48	5,08	0,75
	55,81	53,5	21,53	23,56	5,46	4,15	3,34
	54,2	53,95	21,65	21,18	3,75	3,52	0,58
	52,33	52,91	22,18	21,57	3,68	3,62	0,84
Sodyum hipoklorit	54,44	53,55	21,38	19,5	4,2	3,77	2,12
	55,69	52,79	23,06	19,63	4,57	2,99	4,76
	55,51	54,5	20,14	18,95	3,47	2,88	1,67
	54,7	54,91	21,62	20,94	4,06	3,75	0,78
	53,95	52,23	21,49	20,17	4,08	2,85	2,49
	55,99	51,58	22,21	20,45	4,86	2,92	5,13
	53,65	53,61	21,57	20,63	5,43	4,13	1,60
	55,65	53,95	19,46	17,93	3,07	2,32	2,41
	55,44	54,8	21,53	23,18	3,46	5,36	2,60
	54,4	49,52	22,64	20,02	4,61	3,52	5,65

Tablo 4.35. Paladent(h) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	57,9	58,02	17,49	17,24	1,2	2	0,85
	59,28	57,52	15,37	15,43	1,38	0,48	1,98
	59,39	59,25	15,18	15,85	1,6	1,7	0,69
	59,62	61,77	16,73	16,84	0,84	3,22	3,21
	61,59	58,59	16,83	16,71	2,49	1,69	3,11
	58,67	57,6	16,33	15,96	0,92	1,21	1,17
	60,66	59,97	15,88	15,35	2,14	1,17	1,30
	61,17	60,32	16,49	17,1	2,61	2,67	1,05
	60,17	57,96	15,15	15,57	0,49	0,92	2,29
	60,05	59,29	15,22	17,4	1,55	1,95	2,34
Corega	59,75	55,45	16,84	18,12	1,74	0,78	4,59
	58,9	56,03	16,13	17,47	0,82	-0,05	3,28
	60,99	58,4	14,47	16,6	1,39	1,05	3,37
	58,65	57,61	16,34	17,76	0,44	0,93	1,83
	59,28	54,54	17,42	20,34	2,26	1,65	5,60
	61,96	57,03	16,23	17,28	2,41	0,14	5,53
	58,89	56,86	16,12	17,85	1,35	1,04	2,69
	59,54	56,2	15,43	18,61	1,45	0,3	4,75
	62	58,77	16,19	18,1	2,23	1,16	3,90
	59,54	57,32	16,21	16,74	1,14	0,07	2,52
Protifix	60,5	57,76	16,97	18,44	2,29	1,9	3,13
	59,04	55,5	16,03	18,53	1,32	0,94	4,35
	60,26	55,59	16,61	17,74	2,12	0,62	5,03
	60,3	57,24	16,44	18,96	2,6	0,92	4,31
	58,57	55,74	16,12	18,42	1,82	1,07	3,72
	59,04	57,81	15,91	17,42	0,87	0,81	1,95
	58,66	59,5	17,23	19,02	1,53	1,46	1,98
	60,44	57,21	17,73	18,74	2,17	1,3	3,49
	59,13	56,85	16,14	18,48	1,92	1,3	3,33
	60,29	57,82	18,47	19,19	0,89	0,64	2,58
Sodyum hipoklorit	60,94	57,99	16,88	14,83	1,51	0,65	3,69
	57,83	60,99	16,65	14,67	0,43	1,28	3,82
	61,31	59,91	14,89	15,03	0,88	1,67	1,61
	61,18	57,85	16,52	16,01	2,64	0,78	3,85
	60,15	57,7	17,97	17,08	2,47	1,68	2,72
	61,87	58,71	17,68	15,74	1,93	0,78	3,88
	60,06	60,18	19,38	16,64	2,69	2,49	2,75
	58,7	59,2	19,01	19,04	2,12	1,38	0,89
	59,58	58,04	15,82	15,53	1,89	0,74	1,94
	61,06	53,94	15,81	19,71	2,07	4,54	8,49

Tablo 4.36. Paladent(h) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	59,32	57,01	19	18,19	2,68	1,47	2,73
	59,83	58,56	16,91	17,14	2,38	1,82	1,41
	62,71	59,22	15,52	16,46	1,88	1,64	3,62
	58,52	61	16,09	15,28	1,64	0,91	2,71
	59,71	60,07	18,72	17,35	3,19	2,98	1,43
	58,21	58,28	17,57	16,45	1,25	1,31	1,12
	59,62	59,57	18,02	17,56	2,66	2,71	0,47
	60,07	58,76	18,17	17,78	3,26	2,38	1,63
	59,34	57,94	16,9	16,7	1,66	1,11	1,52
	59,19	57,31	17,41	18,52	2,61	1,59	2,41
Corega	58,8	58,81	18,4	19,41	2,49	2,35	1,02
	59,42	58,76	18,8	19,23	2,7	2,64	0,79
	60,45	57,35	15,88	17,52	1,79	0,3	3,81
	57,95	56,57	18,52	18,62	2,16	1,14	1,72
	61,6	57,14	18,61	20,62	4,25	2,26	5,28
	61,3	59,07	15,67	17,91	1,6	1,73	3,16
	60,75	58,52	17,47	18,48	2,41	1,64	2,57
	59,8	58,18	16,87	19,51	2,45	1,67	3,19
	59,25	58,35	17,86	18,84	2,02	1,18	1,57
	61,44	59,26	18,4	18,57	3,14	2,09	2,43
Protifix	61,22	56,57	18,21	19,36	3,03	1,17	5,14
	58,91	56,62	18,36	19,58	2,71	1,63	2,81
	58,73	59,15	18,53	19,82	4,26	2,57	2,17
	61,39	55,68	16,55	18,91	2,64	0,84	6,44
	59,76	56,42	18,66	20,17	3,31	1,61	4,04
	60,77	56,06	17,36	17,79	2,68	0,01	5,43
	60,74	56,94	19,37	18,72	3,34	1,5	4,27
	60,79	57,94	17,09	18,91	3	1,26	3,80
	59,74	56,79	17,17	19,38	2,91	1,7	3,88
	58,48	55,7	23,53	20,12	3,12	1,23	4,79
Sodyum hipoklorit	59,07	59,78	17,3	16,01	1,86	1,72	1,48
	61,02	57,73	17,4	15,31	2	0,11	4,33
	60,64	60,19	15,95	15,49	2,26	1,59	0,93
	59,49	59,89	16,49	17,15	1,91	1,71	0,80
	60,23	61,16	18,5	17,95	2,41	2,71	1,12
	60,42	61,69	17,92	17,11	2,32	2,51	1,52
	60,13	59,49	19,06	17,23	2,86	1,77	2,22
	60,24	59,91	19,63	19,32	3,01	2,27	0,87
	59,02	59,11	15,07	17,77	1,29	2,63	3,02
	58,56	56,61	14,72	16,27	4,11	4,78	2,58

Tablo 4.37. Paladent(c) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	55,98	52,74	18,64	18,51	3,15	4,52	3,52
	55,31	56,02	18,59	18,69	3,56	4,35	1,07
	55,37	53,54	22,02	19,21	3,53	4,39	3,46
	53,42	55,11	17,13	16,12	2,89	3,25	2,00
	54,38	54,59	19,87	20,23	3,33	4,89	1,61
	56,19	53,55	19,36	18,94	3,75	4,11	2,70
	53,77	54,12	19,33	17,04	3,26	3,58	2,34
	54,88	55,45	16,79	17,36	2,9	4,08	1,43
	55,57	55,66	17,08	16,69	2,07	3,17	1,17
	52,81	55	21,81	18,98	3,63	4,13	3,61
Corega	59,96	55,4	17,75	18,22	2,34	3,73	4,79
	56,38	57,54	19,27	19,92	2,94	3,4	1,41
	56,98	55,16	19,45	19,22	3,31	3,28	1,83
	58,81	58,23	14,38	18,51	1,51	3,72	4,72
	55,54	52,2	17,76	18,46	2,2	3,97	3,84
	56,3	52,69	18,93	21,02	3,17	4,57	4,40
	55,88	53,03	19,67	19,94	3,03	3,71	2,94
	55,97	57,17	19,33	17,14	3,55	3,4	2,50
	55,77	56,32	17,5	18,45	2,72	4,05	1,72
	52,15	55,71	17,18	19,08	2,4	3,96	4,33
Protefix	53,72	55,33	19,9	18,91	3,05	4,45	2,35
	54,81	51,42	19,29	20,31	3,18	4,04	3,64
	56,14	53,31	20,66	20,75	3,53	4,16	2,90
	56,61	56,68	17,03	22,34	2,61	4,79	5,74
	56,02	55,76	17,46	18,18	2,71	3,78	1,32
	56,66	56,46	20,52	21,05	4	4,46	0,73
	55,93	57,05	19,54	19,66	3,99	4,48	1,23
	55,25	54,96	19,92	21,19	3,27	4,46	1,76
	54,09	54,26	20,91	19,18	3,44	3,96	1,81
	58,11	55,65	19,34	19,08	3,18	3,89	2,57
Sodyum hipoklorit	57,41	55,58	19,72	18,84	3,89	4,32	2,08
	57,3	55,4	19,65	20,16	3,72	4,51	2,12
	55,03	56,37	18,9	17,51	2,83	4,34	2,45
	56,04	53,25	20,43	19,61	3,9	4,46	2,96
	54,56	55,97	20,44	19,11	2,8	4,62	2,66
	57,69	58,2	17,9	19,62	5,13	2,03	3,58
	56,11	55,24	18,09	16,97	0,77	3,83	3,37
	58,13	55,81	18,2	18,06	2,43	4,06	2,84
	55,71	57,14	15,39	17,19	3,3	4,37	2,54
57,56	56,55	17,18	17,37	1,96	4,38	2,63	

Tablo 4.38. Paladent(c) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L₁, a₁, b₁, L₂, a₂, b₂ ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L1	a1	b1	L2	a2	b2	ΔE
Su	55,82	54,26	19,83	18,7	3,52	4,39	2,11
	55,94	55,34	20,71	20,07	2,92	4,46	1,77
	55,28	55,47	24,73	21,12	4,96	4,89	3,62
	55,12	54,32	19,88	18,17	3,41	3,87	1,94
	54,38	53,91	19,87	20,23	3,33	4,45	1,27
	56,88	56,29	20,83	20,29	3,62	5,31	1,87
	54,25	54,5	19,42	18,27	3,18	3,67	1,27
	55,63	56,06	18,14	19,07	3,2	4,33	1,53
	55,49	56,32	19,01	18,13	3,2	3,97	1,43
	55,67	56,01	22,97	21,18	4,21	4,68	1,88
Corega	55,62	56,8	22,61	23,13	4,27	5,72	1,94
	55,27	52,54	22,56	21,53	4,35	4,16	2,92
	54,78	54,78	21,26	21,49	4,09	4,54	0,51
	58,64	55,65	20,31	19,15	4,59	4,02	3,26
	55,88	51,65	21,09	18,94	3,98	3,54	4,77
	53,86	54,55	21,87	21,28	4	4,89	1,27
	55,65	53,2	22,8	21,27	4,74	4,66	2,89
	55,97	54,7	19,33	19,95	3,55	3,93	1,46
	56,06	53,8	20,12	19,54	4,01	4,09	2,33
	54,16	52,01	18,79	18,65	3,04	3,81	2,29
Protifix	55,61	52,41	22,09	19,04	4,34	3,75	4,46
	54,49	54,34	19,82	20,53	3,8	4,14	0,80
	56,15	55,43	22,26	21,62	4,27	4,76	1,08
	56,61	54,81	17,03	23,94	2,61	5,14	7,58
	55,32	54,45	19,01	20,26	3,43	4,45	1,83
	57,41	53,92	22,62	23,28	4,88	5,53	3,61
	56,15	55,04	21,33	19,77	4,01	4,08	1,92
	54,95	52,15	22,66	22,39	4,28	4,48	2,82
	56,2	54,32	20,54	19,07	3,64	3,76	2,39
	57,14	56,28	20,71	20,77	3,61	4,61	1,32
Sodyum hipoklorit	54,66	56,66	22,65	19,58	4,93	4,53	3,69
	55,29	53,17	22,1	20,02	4,08	3,93	2,97
	58	54,38	17,11	17,49	2,85	3,65	3,73
	55,18	54,07	20,54	20,71	4,01	4,89	1,43
	56,14	54,29	21,52	18,95	4,24	3,8	3,20
	58,47	57,46	20,58	17,92	0,71	0,59	2,85
	56,24	55,88	19,36	18,41	2,67	0,35	2,53
	58,47	57,51	18,3	17,8	3,52	1,08	2,67
	57,04	56,24	19,78	18,07	2,57	0,37	2,90
	55,71	55,66	19,8	17,05	3,22	2,44	2,86

Tablo 4.39. Panacryl(c) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	56,31	57,25	21,17	19,34	5,26	5,97	2,18
	57,78	56,44	20,98	21,15	5,46	5,04	1,41
	56,61	54,98	20,49	19,79	4,95	5,25	1,80
	56,2	54,33	20,27	19,84	4,95	5,01	1,92
	57,25	55,92	23,15	22,28	6,19	6,7	1,67
	56,68	54,62	21,41	20,14	5,34	5,06	2,44
	59,01	57,61	17,85	16,76	2,35	1,3	2,06
	58,69	56,51	20,77	19,88	6,12	5,66	2,40
	57,28	57,31	22,74	21,74	5,95	6,03	1,00
	56,18	55,6	21,04	19,83	5,37	4,74	1,48
Corega	56,96	56,72	23,07	23,64	6,55	6,56	0,62
	55,42	56,58	20,66	20,19	5,16	5,65	1,34
	55,92	55,61	20,93	20,33	4,67	5,29	0,92
	56,34	56,52	19,72	19,71	4,64	5,17	0,56
	56,27	54,94	21,1	21,18	5,26	5,17	1,34
	59,72	57,82	17,23	17,4	2,11	0,87	2,28
	56,43	56,13	19,67	19,49	4,51	4,81	0,46
	57,76	55,61	22,02	20,63	5,4	4,19	2,83
	58,52	56,7	22,48	22,77	6,21	5,41	2,01
	57,84	56,29	21,7	21,38	5,37	5,52	1,59
Protifix	56,3	53,99	21,41	20,95	5,29	4,81	2,40
	57,35	56,25	21,74	21,89	5,72	5,1	1,27
	57,6	56,47	18,84	20,15	3,64	5,1	2,26
	57,71	56,78	21,73	22,46	5,67	5,56	1,19
	54,75	56,23	22,04	22,29	5,31	5,95	1,63
	56,35	55,88	19,04	19,74	4,13	4,65	0,99
	57,57	55,84	21,42	20,86	5,8	5,44	1,85
	57,61	56,06	22,15	21,93	5,8	5,71	1,57
	56,96	54,53	17,68	18,69	3,4	4,17	2,74
	57,6	57,04	20,33	21	5,22	5,48	0,91
Sodyum hipoklorit	57,21	57,23	22,64	21,75	6,03	6,3	0,93
	56,35	57,23	21,92	22,16	5,77	6,49	1,16
	55,46	54,5	21,11	20,43	5,32	4,61	1,37
	56,63	54,59	20,04	20,11	4,79	4,67	2,04
	57,09	55,27	20,7	20,89	5,37	5,46	1,83
	56,32	56,25	18,04	16,84	3,88	5,19	1,78
	56,35	54,53	20,22	18,39	5,06	3,69	2,92
	56,07	54,64	19,77	19,49	4,65	4,85	1,47
	57,31	54,68	21,77	19,39	5,79	4,57	3,75
	55,92	54,28	21,4	19,54	5,35	4,43	2,64

Tablo 4.40. Panacryl(c) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	56,31	55,85	20,81	19,9	5,26	5,89	1,20
	55,15	56,1	20,07	22,25	4,28	6,51	3,26
	55,96	57,48	21,67	21,94	5,46	6,14	1,69
	58,76	57,65	22,37	22,24	6,48	6,27	1,14
	55,12	55,01	23,31	24,29	6,11	6,61	1,11
	56,61	57,48	21,75	19,36	5,3	5,48	2,55
	59,42	58,59	17,68	21,94	1,49	2,94	4,58
	55,74	54,12	20,91	19,67	5,43	4,78	2,14
	57,02	57,01	24,44	24,11	6,86	7,08	0,40
	55,88	56,51	22,52	22,97	5,95	6,71	1,08
Corega	56,28	54,97	24,53	23,99	6,95	6,22	1,59
	56,38	55,83	21,63	21,26	5,64	5,52	0,67
	55,74	56,31	22,59	21,88	5,6	5,93	0,97
	55,46	56,3	19,77	20,62	4,67	5,4	1,40
	56,64	55,4	21,62	21,97	5,29	5,41	1,29
	56,82	57,32	18,2	18,92	1,78	1,76	0,88
	55,41	55,22	20,04	19,92	4,11	4,53	0,48
	55,27	54,91	24,27	23,4	6,27	5,83	1,04
	55,53	56,09	22,93	23,46	6,05	7	1,22
	57,19	56,47	22,79	23,32	6,73	6,88	0,91
Protifix	55,69	56,52	21,48	21,98	4,88	5,75	1,30
	54,82	56,08	21,83	22,71	5,3	6,3	1,83
	55,45	55,63	20,81	20,24	4,93	5,57	0,88
	56,68	54,8	23,08	22,16	6,06	5,24	2,25
	57,23	55,83	24,7	23,22	7,29	5,97	2,43
	58,3	56,8	20,42	20,13	5,21	5,24	1,53
	55,95	55,91	22,38	21,99	5,91	5,84	0,40
	56,24	55,74	22,26	22,07	5,42	5,54	0,55
	56,3	55,64	19,12	19,35	4,11	5,1	1,21
	55,43	54,91	21,23	21,26	5,32	5,54	0,57
Sodyum hipoklorit	55,75	55,17	22,75	21,29	5,59	5,2	1,62
	56,07	55,63	23,11	21,63	5,83	5,45	1,59
	55,31	57,19	22,2	23,17	5,79	6,58	2,26
	56,93	56,52	22,32	21,71	6,21	6,2	0,74
	56,96	55,8	20,95	22,66	5,31	6,34	2,31
	56,29	54,05	18,43	17,16	3,91	4,08	2,58
	57,8	56,28	21,61	20,31	6,18	4,95	2,35
	56,82	56,41	20,86	20,61	4,99	5,54	0,73
	56,2	56,69	22,76	22,25	5,89	6,79	1,14
	56,64	57,34	23,81	20,68	6,61	5,76	3,32

Tablo 4.41. Procryla(h) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	58,68	57,74	19,48	19,84	2,46	2,14	1,06
	58,04	55,08	18,74	20,28	1,74	1,1	3,40
	59,33	57,91	19,9	19,64	1,9	1,03	1,69
	57,96	58,41	19,47	19,98	1,67	2,56	1,12
	59,38	58,16	18,69	19,13	2,18	1,97	1,31
	59,88	61,49	18,92	19,77	2,81	2,76	1,82
	58,81	58,23	19,56	20,17	2,22	2,33	0,85
	58,57	59,1	17,89	19,67	1,47	2,45	2,10
	58,13	57,57	18,04	18,08	1,17	0,87	0,64
	59,23	60,18	19,4	20,04	2,12	1,9	1,17
Corega	57,45	55,43	18,5	18,01	0,94	-0,57	2,57
	58,62	57,81	20,1	19,18	2,27	1,2	1,63
	59,51	54,22	17,7	19,89	1,52	0,69	5,79
	56,69	55,61	19,59	20,64	1,63	0,76	1,74
	56,74	54,97	19,82	20,85	1,82	1,29	2,12
	58,66	54,83	18,47	20,23	2,01	1,06	4,32
	58,38	56,05	18,04	18,85	1,57	0,3	2,77
	56,76	56,57	19,71	20,6	1,29	0,88	1,00
	57,95	56,03	20,28	20,7	2,41	1,24	2,29
	59,16	56,96	17,95	19,4	1,6	1,12	2,68
Protifix	58,15	54,47	16,83	19,61	1,29	1,26	4,61
	57,17	55,22	19,11	20,21	1,69	0,91	2,37
	58,46	57,09	19,84	21,03	2,14	2,2	1,82
	58,31	56,85	17,46	20,3	1,05	0,99	3,19
	57,32	55,1	18,28	18,88	0,97	0,04	2,48
	57,75	56,37	19,99	21,17	1,9	1,36	1,89
	58,08	55,24	20,06	20,66	2,31	1,29	3,08
	57,71	56,39	19,68	20,52	1,98	1,59	1,61
	57,82	55,5	18,46	20,93	1,24	1,6	3,41
	57,76	55,89	20,7	20,86	1,74	1,42	1,90
Sodyum hipoklorit	57,93	57,87	19,96	20,2	1,86	2,23	0,45
	60	57,59	17,54	17,54	1,85	0,94	2,58
	58,74	55,96	20,02	19,83	2,04	1,41	2,86
	58,89	56,5	17,97	20,67	2	2,08	3,61
	58,76	56,92	19,52	19,36	2,26	1,34	2,06
	58,02	58,35	17,05	17,64	0,36	0,92	0,88
	58,04	57,46	17,88	18,33	1,11	1,22	0,74
	58,08	57,57	18,18	18,2	1,4	1,4	0,51
	59,27	58,31	19,87	20,17	1,96	2,18	1,03
	60,97	57,08	18,45	18,13	2,39	0,97	4,15

Tablo 4.42. Procryla(h) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	57,63	57,49	20,9	21,35	2,89	1,75	1,23
	57,52	57,6	20,59	20,38	2	1,79	0,31
	56,5	58,01	20,85	21,69	1,98	2,96	1,99
	58,6	57,27	20,63	20,24	2,52	1,4	1,78
	56,83	57,58	20,44	21,49	2,07	2	1,29
	58,51	57,5	20,02	19,53	2,4	1,22	1,63
	57,38	55,16	20,79	20,8	2,5	1,13	2,61
	58,34	54,47	19,69	20,3	2,44	1,4	4,05
	57,69	58,2	19,87	20,13	1,98	2,17	0,60
	57,97	57,01	20,33	20,14	2,63	1,84	1,26
Corega	57	57,8	19,21	20,62	1,47	2,03	1,72
	57,36	57,09	21,39	22,26	2,23	2,21	0,91
	56,57	55,6	19	20,26	1,4	1,38	1,59
	57,55	55,31	20,28	20,8	2,23	1,59	2,39
	56,84	55,3	20,26	21,72	1,84	1,35	2,18
	57,62	56,5	19,25	20,79	1,71	1,43	1,92
	57,23	56,22	18,67	20,01	2,07	1,13	1,92
	58,55	55,22	19,71	20,95	2,45	1,54	3,67
	57,37	55,72	21,49	22,35	2,99	2,36	1,96
	57,96	56,2	19,51	20,93	2,72	1,82	2,43
Protifix	57,92	56,17	18,46	20,18	2,12	1,91	2,46
	58,46	56,82	19,84	20,74	2,14	1,55	1,96
	57,25	55,62	21,13	20,88	2,55	1,76	1,83
	58,44	54,96	20,35	21,41	2,91	1,78	3,81
	59,51	56,48	20,87	21,48	3,16	1,51	3,50
	58,41	55,06	20,24	21,02	2,61	0,89	3,85
	56,94	56,32	21,19	21,62	2,83	1,93	1,17
	59,01	55,77	20,92	21,88	3,25	1,39	3,86
	58,09	56,09	20,6	21,35	2,45	1,81	2,23
	57,39	55,98	20,52	22,16	2,06	1,97	2,16
Sodyum hipoklorit	58,1	57,02	20,24	18,61	1,89	0,37	2,48
	57,96	57,99	19,62	18,4	2,45	1,21	1,74
	56,89	56,83	20,75	19,5	2,49	1,66	1,50
	58,05	55,88	19,43	17,42	2,59	0,5	3,62
	57,74	57,36	20,45	20,6	2,56	1,74	0,92
	58,16	56,31	19,82	18,32	2,66	0,66	3,11
	58,04	55,7	18,97	18,84	2,3	1,07	2,65
	57,6	57,49	18,98	18,65	1,89	1,29	0,69
	58,3	55,99	20,86	20,11	2,83	1,18	2,94
	58,37	57,23	19,64	19,18	2,3	1,4	1,52

Tablo 4.43. Rodex(h) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	53,64	53,67	16	16,73	2,37	2,65	0,78
	53,59	55,52	17,41	18,84	2,4	3,08	2,50
	52,95	52,06	19,5	19,07	2,99	3,29	1,03
	54,23	51,6	17,69	17,16	2,37	2,77	2,71
	54,69	53,28	16,88	18,35	1,92	3,29	2,45
	55,69	52,56	15,44	16,3	2,32	2,47	3,25
	53,76	53,91	16,86	17,41	2,04	3,05	1,16
	52,97	53,32	16,96	17,75	1,96	3,39	1,67
	52,46	50,39	17,56	16,43	2,35	2,51	2,36
	53,04	49,87	18,18	18,5	2,88	3,05	3,19
Corega	53,07	53,21	16,17	16,59	2,16	3,13	1,07
	54,01	54,85	18,43	17,32	2,87	2,55	1,43
	51,82	52,79	15,42	18,13	2,32	3,58	3,14
	53,57	52,99	18,12	16,77	2,72	1,96	1,65
	53,96	52,25	15,43	15,39	2,17	2,26	1,71
	53,77	51,55	17,66	18,19	2,6	3,04	2,32
	52,74	50,97	15,58	18,32	2,19	2,55	3,28
	53,37	52,42	17,51	18,26	2,37	3,23	1,48
	53,82	50,71	17,55	18,76	2,07	2,67	3,39
	53,65	52,41	17,03	17,02	2,25	2,59	1,29
Protifix	52,72	51,47	18,29	18,54	2,45	3,24	1,50
	53	51,38	16,48	18,49	2,2	2,93	2,68
	53,65	51,29	18,05	18,66	2,09	2,6	2,49
	52,26	52,99	17,95	17,51	2,96	3,04	0,86
	51,39	50,57	17,43	17,02	1,95	2,98	1,38
	52,43	50,37	17,44	19,22	2,11	3,07	2,89
	53,12	48,58	19	19,07	2,78	3	4,55
	54,61	52,58	18,21	18,19	3,17	2,98	2,04
	54,24	51,39	15,18	18,69	1,55	3,17	4,80
	53,08	49,59	18,66	17,82	2,55	2,69	3,59
Sodyum hipoklorit	50,59	49	20,97	15,18	3,26	1,5	6,26
	52,06	49,62	18,11	15,49	2,71	1,84	3,68
	55,03	53,59	18,56	16,05	3,48	2,35	3,11
	52,76	52,13	18,32	16,12	2,67	2,09	2,36
	52,58	51,53	15,93	14,13	2,28	1,31	2,30
	51,89	53,57	16,98	18,42	2,73	3,03	2,23
	54,26	57,4	15,2	14,25	2,64	2,33	3,30
	55,32	56,82	16,65	13,42	2,25	2,14	3,56
	53,64	52,35	19,78	16,65	3,8	2,65	3,58
	54,64	52,98	18,24	17,63	2,99	1,64	2,22

Tablo 4.44. Rodex(h) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	53,59	52,55	17,41	18,11	2,4	2,85	1,33
	53,34	52,85	18,49	17,43	2,76	2,62	1,18
	52,67	53,29	21,58	20,79	3,59	3,8	1,03
	53,17	53,37	18,9	17,73	2,76	3,06	1,22
	55,19	53,86	19,8	19,39	2,95	3,26	1,43
	54,55	54,85	18,04	17,93	3,19	3,75	0,64
	57,32	53,81	18,66	18,59	2,5	2,48	3,51
	53,74	50,88	19,62	19,1	2,95	3,17	2,92
	50,61	52,25	17,99	16,78	2,01	2,53	2,10
	51,74	53,07	19,73	19,61	2,86	3,3	1,41
Corega	53,9	51,01	17,79	19,86	2,44	3,81	3,81
	52,08	52,14	19,91	20,04	2,82	2,95	0,19
	52,84	52,91	16,63	17,46	2,71	2,57	0,84
	52,66	53,9	19,7	19,38	2,86	3,19	1,32
	53,11	51,73	16,81	16,96	2,03	2,27	1,41
	52,7	50,97	18,67	18,53	2,61	2,84	1,75
	53,75	50,73	16,96	18,08	2,23	2,37	3,22
	52,62	50,7	18,98	19,43	2,89	3,01	1,98
	53,34	51,14	19,67	18,85	3,12	2,87	2,36
	53,17	52,18	19,93	18,35	3,11	2,82	1,89
Protifix	54,38	51,16	19,64	19,22	3,02	3,17	3,25
	53,89	51,35	15,97	18,24	0,68	2,77	4,00
	54,87	53,92	19,61	20,4	2,83	3,84	1,60
	53,93	52,86	18,88	19,94	3	3,7	1,66
	53,4	51,45	18,59	18,22	2,57	3,12	2,06
	54,33	51,47	19,61	19,16	3,08	3,06	2,90
	54,59	52,6	20,04	20,13	3,3	3,59	2,01
	53,17	47,54	19,98	18,39	3,14	2,89	5,86
	54,9	50,75	17,96	19,64	2,98	3,24	4,48
	54,6	52,65	20,55	19,14	3,3	3,35	2,41
Sodyum hipoklorit	53,89	53,98	21,78	17,06	3,62	2,6	4,83
	53,97	53,44	17,57	16,17	2,27	2,41	1,50
	54,69	50,91	18,08	17,08	3,13	1,98	4,08
	53,42	51,82	20,26	18,25	3,59	2,8	2,69
	54,47	52,74	18,92	15,85	3,04	2,09	3,65
	54,03	50,2	19,19	19,72	3,04	2,93	3,87
	52,98	54,35	18,65	20,06	3,86	2,14	2,61
	53,18	56,63	19,55	17,25	3,11	3,01	4,15
	55,6	52,31	18,25	19,87	2,98	2,02	3,79
	54,68	51,03	18,75	19,86	3,09	2,12	3,94

Tablo 4.45. Takilon(c) materyali örneklerinin polisajsız yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri.

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	57,4	57,13	19,58	19,44	6,49	7,49	1,05
	59,42	60,35	19,47	19,28	4,61	6,36	1,99
	57,59	58,8	19,69	19,75	5,76	7,28	1,94
	58,15	58,85	22,06	22,43	6,23	8,2	2,12
	59,46	59,24	19,58	21,06	5,73	7,68	2,46
	60,14	60,64	20,55	21,07	6,11	6,97	1,12
	58,89	58,88	20,25	21,08	6,13	6,95	1,17
	59,76	58,27	19,33	18,62	4,85	6	2,01
	60,26	59,97	20,1	20,75	5,33	7,4	2,19
	59,57	58,36	19,29	19,09	5,6	6,57	1,56
Corega	59,86	59,88	19,93	20,71	5,69	7,34	1,83
	58,34	56,4	19,77	21,39	4,99	6,9	3,17
	57,79	56,39	19,05	20,15	5,2	6,26	2,07
	60,61	59,75	20,25	20,5	5,37	8,11	2,88
	58,86	59,39	20,73	20,68	6,23	7,1	1,02
	59,97	59,83	23,69	23,09	6,83	7,53	0,93
	56,66	56,75	19,08	19,39	5,31	6,3	1,04
	59,53	59,87	18,42	18,91	5,16	6,48	1,45
	58,72	56,01	21,06	20,09	5,98	6,05	2,88
	59,78	58,43	20,42	21,79	5,87	7,47	2,50
Protifix	58,14	57,92	20,04	19,48	5,84	6,65	1,01
	60,57	56,76	19,49	21,2	5,79	6,29	4,21
	57,98	56,14	16,86	17,56	5,32	5,92	2,06
	59,54	57,13	20,55	19,44	6,28	6,51	2,66
	58,24	56,97	21,42	21,29	6,01	6,9	1,56
	60,28	57,57	19,25	19,8	5,31	6,59	3,05
	58,02	59,96	21,29	18,58	5,44	6,04	3,39
	59,53	56,21	18,37	19,14	4,63	5,95	3,65
	58,65	57,19	21,49	20,74	6,36	6,8	1,70
	59,59	57,35	20,67	20,01	5,93	6,56	2,42
Sodyum hipoklorit	56	58,35	18,55	21,41	3,94	7,87	5,40
	59,68	58,38	20,85	20,04	5,66	6,21	1,63
	58,49	56,13	19,56	18,61	5,27	5,84	2,61
	58,33	59,37	20,59	18,12	5,46	6,42	2,85
	59,43	58,76	18,08	18,17	5,56	5,95	0,78
	59,37	53,8	21,44	18,17	7,48	2,88	7,93
	59,35	57,56	22,08	20,64	6,71	6,6	2,30
	60,87	61,33	18,31	23,35	4,86	8,35	6,15
	57,58	58,88	21,93	18,99	6,48	6,67	3,22
51,2	54,82	18,68	18,95	2,44	1,87	3,67	

Tablo 4.46. Takilon(c) materyali örneklerinin polisajlı yüzeylerinin L_1 , a_1 , b_1 , L_2 , a_2 , b_2 ve ΔE değerleri

Solüsyon	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE
Su	58,67	58,84	23,31	22,67	8,01	8,55	0,85
	58,17	57,35	21,65	19,62	6,26	6,11	2,19
	58,31	56,09	21,85	21,33	6,94	6,57	2,31
	58,78	56,69	24,64	25,58	8,05	6,68	2,67
	58,63	57,45	21,36	20,69	6,5	6,67	1,37
	58,07	56,64	22,01	20,95	6,53	6,48	1,78
	58,62	56,31	22,92	21,58	7,47	6,76	2,76
	59,65	57,91	22,77	22	7,29	7,2	1,90
	58,45	56,8	21,89	20,51	7,44	6,87	2,23
	59,56	59,16	21,87	21,21	7,13	8,34	1,44
Corega	58,2	56,77	21,72	21,17	7,24	7,84	1,65
	58,83	57,8	23,21	22,33	7,78	7,49	1,39
	59,39	57,84	21,9	20,77	7,74	7,4	1,95
	59,98	58,8	23,26	21,6	7,99	7,41	2,12
	59,86	56,48	22,78	21,1	7,68	6,93	3,85
	60,38	58,22	25,81	24,6	8,62	8,43	2,48
	58,85	58,02	20,86	20	6,51	6,79	1,23
	57,25	56,95	18,58	18,97	5,2	5,6	0,63
	59,23	58,12	21,13	21,09	6,84	7,27	1,19
	59,65	57,94	23,63	22,69	8,02	7,59	2,00
Protifix	57,62	56,63	20,12	19,27	6,07	6,17	1,31
	59,77	58,6	21,98	21,84	7,36	8,34	1,53
	57,88	57,29	17,55	17,31	5,37	5,61	0,68
	58,28	58,81	22,89	21,84	7,09	8,4	1,76
	59,74	59,34	22,9	22,13	7,67	7,67	0,87
	58,87	56,39	21,65	20,38	6,9	6,35	2,84
	59,67	58,14	20,61	20,89	6,13	7,17	1,87
	58,93	58,25	21,04	20,76	6,47	7,01	0,91
	58,07	57,36	22,04	21,37	6,42	7,11	1,20
	57,73	57,29	20,44	20,11	5,77	6,1	0,64
Sodyum hipoklorit	55,05	57,24	19,46	22,24	4,29	7,68	4,90
	58,36	58,3	23,01	22,36	7	7,75	0,99
	58,31	58,97	21	20,1	6,19	7,42	1,66
	59,62	56,76	20	18,65	6,61	6,18	3,19
	60,56	59,77	20,19	20,52	6,91	8,07	1,44
	59,13	55,58	22,45	20,22	8,16	4,46	5,59
	57,66	58,81	21,37	22,87	7,05	8,43	2,34
	58,73	58,95	20,39	22,01	6,21	8,04	2,45
	59,3	55,72	22,72	20,12	7,35	5,74	4,71
	57,72	55,11	19,67	19,94	7,47	5,13	3,52

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı protez temizleme solüsyonlarıyla muamele edilen ısı ile ve kimyasal yolla polimerize olan akrilik kaide materyallerinin renk stabiliteleleri in vitro koşullarda karşılaştırılmıştır.

PMMA esaslı akrilik rezinler, hareketli protez yapımında uzun yıllardır kullanılmaktadır. Son yıllarda polistiren, polivinil akrilik veya poliamidlere ek olarak ışık veya mikrodalga ile polimerize olan rezinler ortaya çıksa da ısı ile polimerize olan akrilik rezinler protez kaide materyallerinin temelini oluşturmaktadır (19). İdeal protez kaide materyallerinin ağız dokularına uygun renkte olmaları, translüsent yapı sergilemeleri, kullanıldıkları süre boyunca ağız içinde renk ve boyut değişimine uğramamaları, hijyenik olmaları önemlidir (44).

Hastaların en önemli beklentilerinden biri estetik olarak uygun görünümüdür ve bu beklentinin karşılanabilmesi uygun materyal kullanımıyla doğrudan ilişkilidir. Estetik parametrelerin sağlanabilmesinde en büyük zorluk renk uyumunda ortaya çıkar (135). Materyalin ışık geçirgenliği, rengi, yüzey yapısı ve genel formu estetik görünümünü doğrudan etkiler. 1937 yılında geliştirilen ısı ile polimerize olan PMMA esaslı akrilik rezin, en yaygın şekilde kullanılan protez kaide materyali olmuştur (15, 44). Bu çalışmada da ısı ile polimerize olan akrilik rezinlere ek olarak tamir ve besleme materyali olarak da kullanılan kimyasal yolla polimerize olan akrilik rezinler tercih edilmiştir. Çalışmada dört adet ısı ile polimerize olan, dört adet kimyasal yolla polimerize olan toplam sekiz farklı akrilik kaide materyali kullanılmıştır. Materyallerin ülkemizdeki kullanım sıklıkları dikkate alınarak en çok tercih edilen materyaller seçilmiştir.

Literatür incelendiğinde renk stabilitesi ile ilgili araştırmalarda kullanılan örneklerin genellikle disk şeklinde hazırlandığı, çap ve kalınlıklarının ise farklılık gösterdiği görülmüştür. Çalışmamızda kullandığımız spektrofotometre cihazında bulunan, örneklerin yerleştirildiği yuvanın ebatları, protez kaide materyallerinin renk stabilitesi ile ilgili yapılan araştırmalar ve hareketli protezlerde kaide plağının kalınlığı göz önünde bulundurularak 15 mm çapında, 2 mm kalınlığında disk şeklinde akrilik rezin örnekler hazırlanmıştır (12, 69, 123, 136-142).

Temizleme preparatları protezlerin yüzey morfolojisinde bozulmaya, rengin beyazlamasına, metal unsurların kararmasına ve korozyona uğramasına sebep olabilir (54). Efervesan tablet formunda olan temizleme preparatları genelde sodyum perborat veya sodyum bikarbonat içermektedirler. Bu tabletlerin su içinde çözünmesi ile yapısındaki sodyum perborat, alkalin peroksit solüsyonu oluşturmak üzere dekompoze olur. Bu peroksit solüsyonu oksijen salarak protez yüzeyindeki debrisleri mekanik yolla uzaklaştırır. Bu etkinin özellikle akrilik rezinlerin polimer yapısında bozulmaya neden olarak renk değişikliği yapabileceği bildirilmektedir (143). Bu çalışmada ülkemizde yaygın olarak kullanılan iki adet alkalin peroksit ve bir adet alkalin hipoklorit grubu protez temizleme solüsyonu kullanılmıştır. Alkalin peroksit grubu olan Corega ve Protefix solüsyonları üretici firmanın talimatlarına göre hazırlanırken, alkalin hipoklorit grubu olan sodyum hipokloritin ise daha önce yapılan çalışmalar göz önünde bulundurularak en sık kullanılan şekli olan %1'lik solüsyonu kullanılmıştır (12, 54, 123, 144).

Çalışmada tüm deney örneklerinin renk ölçümleri, örnekler hazırlandıktan hemen sonra ve 90 gün süreyle dört farklı solüsyonda (su, corega, protefix, sodyum hipoklorit) bekletildikten sonra yani iki ayrı zamanda CIE Lab sistemine göre ölçen spektrofotometre cihazı kullanılarak yapılmıştır. Tüm örneklerde 90 günün sonunda farklı miktarlarda olmak üzere renk değişimi olduğu tespit edilmiştir.

Spektrofotometre, in vitro ortamda dış rengini, rengin yansımalarını ve geçirgenliğini tam olarak belirleyebilen en güvenilir renk ölçüm cihazıdır. Rengin yansımalarını, geçirgenliğini ve gerçek emilimini en güvenilir şekilde belirler (87). Bizim çalışmamızda da renk ölçümlerinin tam ve güvenilir olması amacıyla spektrofotometre cihazı kullanılmıştır.

İnsan gözü renk farkını ΔE değeri '1'in altında olduğu zaman algılayamamaktadır. ΔE değeri '1-2' arasında olduğunda gözlemcilerin çoğunun renk farkını algılayabildiği ancak bu renk farkının klinik olarak önemli olmadığı, ΔE '2-3,7' arasındayken meydana gelen renk farkının klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir olduğu, ΔE 'nin '3,7' ve üzerinde olduğu durumlarda renk farkının herkes tarafından algılanabildiği ve renklenme miktarının klinik olarak kabul edilemeyeceği

bildirilmiştir (103, 104). Bu çalışmada örneklerin çoğunluğunun ortalama ΔE değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğu görülmüştür ($\Delta E < 3,7$).

Bayraktar ve arkadaşlarının (12) 1998 yılında yaptıkları bir çalışmada ısı ile polimerize olan bir yüzeyi polisajlı, diğer yüzeyi polisajsız Meliodent marka akrilik kaide maddesi günde 8 saat 156 gün boyunca alkalin peroksit esaslı Corega tablet solüsyonunda ve alkalin hipoklorit esaslı %1'lik sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletilmiştir. 156 daldırma periyodu, hastaların protezlerini haftada bir defa sekiz saat solüsyonlara daldırdığı kabul edilerek üç yılın sonundaki daldırma işlemlerinin etkisini gözlemlemek amacıyla planlanmış ve her üç ayın sonunda renk ölçümü yapılmıştır. İlk üç aylık sürenin sonunda yapılan ölçümlerde, hem %1'lik sodyum hipoklorit solüsyonuna hem de Corega tablet solüsyonuna daldırılan örneklerde istatistiksel olarak anlamlı bir renk değişikliği saptanmamıştır. Bu sonuçlar bizim çalışmamızın sonuçları ile paralellik göstermekle beraber çalışmamızda %1'lik sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletilen ısı ile polimerize olan Rodex marka akrilik ve kimyasal yolla polimerize olan Takilon marka akrilik örneklerinde kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı renk değişimi görülmüştür.

Peracini ve arkadaşlarının (138) 2010 yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik bir kaide materyalinden (Lucitone) hazırlanan örnekler, alkalin peroksit grubu iki temizleme solüsyonunda (Corega ve Bony Plus) ve kontrol grubu olarak da distile suda bekletilerek renk değişikliği üzerindeki 180 günlük etkilerine bakılmıştır. Corega tablet solüsyonunda bekleyen örneklerde kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı renk değişikliği olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda Corega tablet solüsyonunda bekleyen örneklerde kontrol grubuna göre anlamlı bir renk farklılığı görülmemiştir. Bunun nedeni, çalışmanın daha kısa süreyle (90 gün) yapılmış olması ve kullanılan akrilik materyallerin farklı olması olarak düşünülebilir.

Sato ve arkadaşlarının (145) 2005 yılında yaptığı çalışmada ise Corega tablet solüstonunun ısı ile polimerize olan Lucitone akrilik materyali üzerinde 30 gün süreli renk değişimi etkisine bakılmış ve kontrol grubuna göre anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Arruda ve arkadaşları (137), 2015 yılında, %0,5'lik sodyum hipoklorit ve Corega tablet solüsyonlarının ısı ile polimerize olan bir akrilik rezin (Lucitone) üzerindeki 5 yıl süreli renk değişimi etkisine bakmışlardır. Çalışmada Corega tablet solüsyonunda bekletilen örneklerdeki renk değişimi, kontrol grubu olan distile suda ve %0,5'lik sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletilen örneklerdeki renk değişimine göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu sonucun bizim çalışmamızdan farklı olması, örneklerin daha uzun süreyle Corega solüsyonuna maruz bırakılmasıyla açıklanabilir. Ayrıca çalışmada %0,5'lik sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletilen örneklerdeki renk değişimi ile, kontrol grubunda bekletilen örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu durum daha düşük konsantrasyonda sodyum hipoklorit kullanılmasından kaynaklanabilir. Bizim çalışmamızda örnekler %1'lik sodyum hipoklorit solüsyonunda 90 gün süreyle bekletilmiş olup Rodex(h) ve Takilon(c) materyalleri haricinde renk değişiminde anlamlı farklılık bulunmamıştır. Bu iki akrilik materyalde anlamlı renk değişimi olması ise farklı üretici firmalara sahip akrilik materyal kullanımına bağlı olabileceği gibi, %1'lik sodyum hipoklorit solüsyonu kullanılmaktan kaynaklanmış olabilir.

Durkan ve arkadaşlarının (136) 2013 yılında yaptıkları çalışmada, ısı ile polimerize olan iki adet akrilik rezin (Paladent ve Rodex) günde 15 dk 20 gün süreyle Corega tablet ve Protefix tablet solüsyonlarında bekletilmiştir. 20 gün sonunda akrilik örneklerdeki renk farkını incelemiştirler. Rodex marka akrilik örneklerin, Protefix solüsyonunda bekleyenlerinde suda bekleyen kontrol grubuna göre, renk değişimi istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha az bulunmuştur. Corega tablet solüsyonunda bekleyen örneklerde ise kontrol grubuna göre renk değişiminde anlamlı bir fark bulunmamıştır. Paladent marka akriliklerde de hem Protefix hem de Corega tablet solüsyonlarında bekleyen örneklerde, suda bekleyen kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir renk değişimi görülmemiştir. Paladent marka akrilik rezinlerin Protefix solüsyonunda bekleyen örneklerinde, renk değişimi olduğu görülmüş, fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda da Rodex marka akrilik rezinin Protefix ve Corega solüsyonunda bekleyen örneklerinde, kontrol grubu olan suda bekleyen örneklerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Paladent marka akrilik rezinin, Protefix ve Corega tablet solüsyonunda bekleyen örnekleri, kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, Protefix solüsyonunda

bekleyenlerde istatistiksel olarak anlamlı bir renk değişimi görülmüştür. Corega tablet solüsyonunda bekleyenlerde ise anlamlı fark bulunmamıştır. Bizim alışmamızda Protefix solüsyonunda bekleyen Paladent marka örneklerde anlamlı renk değişimi olmasının nedeni, araştırma sresinin daha uzun olması olabilir.

Sousa Porta ve arkadaşları (146) 2015 yılında yaptıkları bir çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik rezinden yapılmış, ortalama iki yıldır hastalar tarafından kullanılan tam protezleri %0,5'lik sodyum hipoklorit solüsyonunda her gün 3 dakika bekletmişlerdir. Bu işlem 90 gün süreyle tekrarlanmıştır. 90 günün sonunda tam protezlerdeki renk değişimi değerlendirilmiştir. Tüm protezlerde renk değişimi meydana gelmiştir ancak bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bizim çalışmamızla karşılaştırıldığında sonuçların benzer olduğu grlmektedir.

Mcneeme ve arkadaşlarının (123) 1991 yılında, dezenfektan ajanların akrilik rezinlerin renk stabilitesi üzerine etkileri konusunda yaptıkları çalışmada, %1'lik sodyum hipoklorit solüsyonunda 72 saat süreyle bekletilen akrilik rezinlerin gözle değerlendirilen renk stabilitesinde herhangi bir değişim olmadığı görülmüştür. Çalışmanın gözle değerlendirilmesi güvenilirliğini düşürse de sonuçlar bizim çalışmamızın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Sonuçlar materyallerden bağımsız olarak incelendiğinde, suda bekletilen örneklerde istatistiksel olarak anlamlı olmasa da renklenme olduğu görülmüştür. Suda bekleyen örneklerin renklenmesinin akrilik polimerlerin mikro çatlaklardan su emmesi ve bunun da geri dönüşümsüz bir hasara yol aması sonucu olduğu bildirilmiştir (139, 147).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Kullanılan tüm akrilik materyallerde, temizleme solüsyonlarında bekletme işlemi sonrası az da olsa renk değişimi olduğu görülmüştür.

2. Temizleme solüsyonlarında bekletme işlemi sonrası, Protefix solüsyonunda bekletilen Paladent(h) akrilik materyalinde ve %1'lik sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletilen Rodex(h) ve Takilon(c) akrilik materyallerinde renk değişimi daha fazla olup kontrol grubu olan su ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

3. Temizleme solüsyonundan bağımsız olarak akrilik kaide materyallerinin polisajlı ve polisajsız yüzeyleri karşılaştırıldığında, Meliodent(h) materyalinde polisajsız yüzeyde, polisajlı yüzeye göre anlamlı derecede daha fazla renklenme görülmüştür.

4. Meliodent(h) ve Takilon(c) materyallerinin Protefix solüsyonunda bekleyen örneklerinde polisajsız yüzeylerde, polisajlı yüzeylere göre anlamlı derecede daha fazla renklenme görülmüştür. Diğer akrilik materyallerin polisajlı ve polisajsız yüzeyleri arasındaki renk değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

5. Hem ısı ile polimerize olan hem de kimyasal yolla polimerize olan akrilik rezinlerin renklenmeleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda polimerizasyon yönteminin farklı olmasının akrilik rezinlerin renk değişimi üzerine etkisi olmadığı düşünülmektedir.

6. Protez temizleme solüsyonları rutin kullanım için pahalı olmaları sebebiyle özellikle mekanik temizlik yapamayan hastalarda önerilmelidir.

7. Polisajsız yüzeylerde daha fazla renklenme görüldüğü için protez yüzeyleri özenli bir şekilde polisajlanmalıdır.

8. Protez temizleme solüsyonlarının akrilik kaide materyalleri üzerindeki renk değişimine uzun süreli etkisinin ortaya konması için daha uzun süreli çalışmalar yapılmasına gereksinim vardır.

KAYNAKLAR

1. Günday M, Şener ID, Yamaner G. The study of the age of becoming edentulous in the last 20 years in Turkey. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. 2009;49(1):172-5.
2. Acar A, İnan Ö. İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2001;4(1):52-6.
3. Barão VAR, Ogawa ES, Moreno A, Mesquita MF, Wee AG, Assunção WG. Long-term clinical evaluation of the color stability and stainability of acrylic resin denture teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(6):628-35.
4. Diz P, Scully C, Sanz M. Dental implants in the medically compromised patient. *Journal of Dentistry*. 2013;41(3):195-206.
5. Helöe LA. Oral health status and treatment needs in a disadvantaged, rural population in Norway. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*. 1973;1(3):94-103.
6. Ritchie GM, Turner CH, Fletcher AM. An assessment of dental requirements of elderly people. *Quintessence Int*. 1979;11:81.
7. Schou L, Wight C, Cumming C. Oral hygiene habits, denture plaque, presence of yeasts and stomatitis in institutionalized elderly in Lathian, Scotland. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*. 1987;15(2):85-9.
8. Nalbant D, Demirköprülü H, Karacaer Ö, Kocabalkan E. Çeşitli protez temizleyici ajanların akrilik kaide materyalinin yüzey sertliği ve yatay dayanıklılığına etkisi. *Acta Odontologica Turcica*. 1994;11(1):73.
9. Kulak-Ozkan Y, Kazazoglu E, Arikan A. Oral hygiene habits, denture cleanliness, presence of yeasts and stomatitis in elderly people. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(3):300-4.
10. Shay K. Denture hygiene: a review and update. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2000;1(2):1-8.
11. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz hastaların protetik tedavisi klasik tam protezler. 5th ed. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.; 2010.
12. Bayraktar G, Turfaner M, Duran Ö. The effect of various chemical cleaning solutions on the color stability of the acrylic denture base material. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 1998;32(1):39-45.
13. Keyf F. İki geçici rezin materyalinin parlaklık değişimlerinin dört farklı ortamda değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;32(1):74-81.

14. Keyf F, Etikan İ. Evaluation of gloss changes of two denture acrylic resin materials in four different beverages. *Dental Materials*. 2004;20(3):244-51.
15. Aysan İ, Uçar Y, Üşümez A. Üç farklı kaide materyalinin farklı solüsyonlardaki renk stabilitesinin karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2011;2011(3).
16. Craig RG, Peyton FA. *Restorative dental materials*. 5th ed. St. Louis: Mosby, Inc; 1975.
17. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing 2002.
18. Powers JM, Wataha JC. *Polymers in prosthodontics. Dental Materials Properties and Manipulation* 9th ed. USA: Mosby Publishers; 2008.
19. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. 12th Edition ed: Elsevier Health Sciences; 2013. p. 418-73, 74-98.
20. Van-Noort R. *Introduction to Dental Materials*. Philadelphia: Mosby; 2002.
21. Özdemir AK. *Hareketli protezler (Kliniğe Hazırlık)*. Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi Yayınları; 2002.
22. Çalikkocaoğlu S. *Tam protezler*. 4th ed. İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği; 2004.
23. Anusavice KJ. *Dental polymers. Phillips' science of dental materials*. 11th ed. St. Louis: Elsevier Science Ltd.; 2003.
24. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials*. 13th ed. United States: Elsevier; 2012.
25. Yavuzyılmaz H, Ulusoy M, Kedici PS, Kansu G. *Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü*. Ankara: Özyurt Matbaacılık; 2003. 92 p.
26. Rodford RA. Further development and evaluation of high impact strength denture base materials. *Journal of Dentistry*. 1990;18(3):151-7.
27. Woelfel JB. Processing complete dentures. *Dental Clinics of North America*. 1977;21(2):329-38.
28. Phoenix RD. Denture base materials. *Dental Clinics of North America*. 1996;40(1):113-20.
29. McCabe JF, Walls AWG. *Applied dental materials*. 8th ed. London UK: Blackwell Science Ltd; 1998. p. 63-8, 96-114.
30. Combe EC. *Notes on dental materials*. 5th ed: Churchill Livingstone; 1986.

31. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Chicago: Quintessence Publishing; 1997. p. 79-95, 259-72.
32. Özkan-Ata S. Üç farklı protez kaide materyalinin sitotoksisitelerinin in vitro hücre kültüründe incelenmesi [Doktora]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2010.
33. International organization for standardization. Dentistry-Denture Base Polymers. Geneva 1999.
34. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 1993.
35. Anusavice KJ. Denture base resins. Phillips' science of dental materials. 11th Edition ed. St. Louis: Elsevier Science Ltd 2003.
36. Vallittu PK, Ruyter I, Buyukyilmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. European Journal of Oral Sciences. 1998;106(1):588-93.
37. McCabe JF, Walls AWG. Applied dental materials. 9th ed. London UK: Oxford: Blackwell Science Ltd; 2008.
38. Sarac D, Sarac YS, Basoglu T, Yapici O, Yuzbasioglu E. The evaluation of microleakage and bond strength of a silicone-based resilient liner following denture base surface pretreatment. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2006;95(2):143-51.
39. Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar NK. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. Journal of Oral Rehabilitation. 2000;27(6):488-93.
40. Honorez P, Catalan A, Angnes U, Grimonster J. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1989;61(4):510-7.
41. Çalikkocaoğlu S. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 3rd ed. İstanbul: Yeditepe Üniversitesi Yayınları; 2000.
42. Ulusoy M, Aydın AK. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2003.
43. Bayrak Ö. Silikon yağı ilave edilen polimetilmetakrilat (PMMA) protez kaide materyalinin mekanik ve mikrobiyolojik özelliklerinin araştırılması [Doktora]. İstanbul 2007.
44. Craig RG, Peyton FA. Restorative dental materials. 9th ed. St. Louis: Mosby, Inc; 1993.

45. Grossmann Y, Savion I. The use of a light-polymerized resin-based obturator for the treatment of the maxillofacial patient. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;94(3):289-92.
46. Craig RG. *Restorative dental materials*. 8th ed. St. Louis: Mosby; 1989.
47. Ali IL, Yunus N, Abu-Hassan MI. Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *Journal of Prosthodontics*. 2008;17(7):545-9.
48. Machado AL, Puckett AD, Breeding LC, Wady AF, Vergani CE. Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins. *Gerodontology*. 2012;29(2).
49. Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA. A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986;56(4):497-506.
50. De-Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1987;57(5):650-8.
51. Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dental Materials*. 2004;20(2):133-41.
52. Wallace PW, Graser GN, Myers ML, Proskin HM. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1991;66(3):403-8.
53. Zarb GA, Hobkirk J, Eckert S, Jacob R. *Prosthodontic treatment for edentulous patients*. 13th ed. China: Elsevier; 2013.
54. Dikbaşı İ, Köksal T. Hareketli protezlerin temizlenmesinde ve dezenfeksiyonunda kullanılan maddeler ve yöntemler. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;29(4 (A)):16-27.
55. Atay A, Akyıl MŞ, Tukay A, Akova T, Günay Y, Oruç Ş. Tam protez hastalarında protez temizlik düzeylerini etkileyen faktörlerin değerlendirilmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2008;18(1):8-13.
56. Kulak-Özkan Y, Toygar N. *Tam protezler ve implantüstü hareketli protezler*. 1st ed. İstanbul: Vestiyer Yayın Grubu; 2012.
57. Jorge JH, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Carlos IZ. Cytotoxicity of denture base resins: effect of water bath and microwave postpolymerization heat treatments. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(3):340-4.
58. Glass RT, Goodson LB, Bullard JW, Conrad RS. Comparison of the effectiveness of several denture sanitizing systems: a clinical study.

- Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995). 2001;22(12):1093-6, 8, 100-2 passim; quiz 108.
59. AL-Dwairi ZN, Al-Quran FA, AL-Omari OY. The effect of antifungal agents on surface properties of poly (methyl methacrylate) and its relation to adherence of *Candida albicans*. *Journal of Prosthodontic Research*. 2012;56(4):272-80.
 60. Webb BC, Thomas CJ, Whittle T. A 2-year study of *Candida*-associated denture stomatitis treatment in aged care subjects. *Gerodontology*. 2005;22(3):168-76.
 61. Rohrer MD, Bulard RA. Microwave sterilization. *The Journal of the American Dental Association*. 1985;110(2):194-8.
 62. Baysan A, Whiley R, Wright PS. Use of microwave energy to disinfect a long-term soft lining material contaminated with *Candida albicans* or *Staphylococcus aureus*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;79(4):454-8.
 63. Watanabe K, Kakita Y, Kashige N, Miake F, Tsukiji T. Effect of ionic strength on the inactivation of micro-organisms by microwave irradiation. *Letters in Applied Microbiology*. 2000;31(1):52-6.
 64. Woo IS, Rhee IK, Park HD. Differential damage in bacterial cells by microwave radiation on the basis of cell wall structure. *Applied and Environmental Microbiology*. 2000;66(5):2243-7.
 65. Campanha NH, Pavarina AC, Vergani CE, Machado AL. Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;93(5):483-7.
 66. Malheiros-Segundo AL, Pisani MX, Paranhos HFO, Souza RF, Silva-Lovato CH. Effect of a denture cleanser on hardness, roughness and tensile bond strength of denture liners. *Brazilian Journal Oral Sciences*. 2008;7(26).
 67. Garcia RCMR, Júnior JAS, Rached RN, Del Bel Cury AA. Effect of denture cleansers on the surface roughness and hardness of a microwave-cured acrylic resin and dental alloys. *Journal of Prosthodontics*. 2004;13(3):173-8.
 68. Harrison Z, Johnson A, Douglas CWI. An in vitro study into the effect of a limited range of denture cleaners on surface roughness and removal of *Candida albicans* from conventional heat-cured acrylic resin denture base material. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2004;31(5):460-7.
 69. Hong G, Murata H, Li YA, Sadamori S, Hamada T. Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009;101(3):205-13.
 70. Moffa EB, Giampaolo ET, Izumida FE, Pavarina AC, Machado AL, Vergani CE. Colour stability of relined dentures after chemical disinfection. A randomised clinical trial. *Journal of Dentistry*. 2011;39:65-71.

71. Perçin D, Esen Ş. Güncel Dezenfektanlar ve Dezenfeksiyon Uygulamalarındaki Sorunlar. *Ankem Derg.* 2009;23(2):89-93.
72. Senna PM, Sotto-Maior BS, Silva WJD, Del Bel Cury AA. Adding denture cleanser to microwave disinfection regimen to reduce the irradiation time and the exposure of dentures to high temperatures. *Gerodontology.* 2013;30(1):26-31.
73. Thomas CJ, Webb BC. Microwaving of acrylic resin dentures. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry.* 1995;3(4):179-82.
74. Polyzois GL, Zissis AJ, Yannikakis SA. The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. *International Journal of Prosthodontics.* 1995;8(2).
75. Fleck G, Ferneda F, Ferreira de Silva DF, Mota EG, Shinkai RS. Effect of two microwave disinfection protocols on adaptation of poly (methyl methacrylate) denture bases. *Minerva Stomatologica.* 2007;56(3):121-7.
76. Hussen AM, Rejab LT, Abbood LN. The effect of microwave disinfection on the dimensional change of acrylic resins. *Al-Rafidain Dental Journal.* 2008;8:38-43.
77. Basso MFM, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Compagnoni MA. Influence of microwave disinfection on the linear dimensional stability of complete dentures: a clinical study. *International Journal of Prosthodontics.* 2010;23(4).
78. Sarac D, Sarac YS, Kurt M, Yüzbasioğlu E. The effectiveness of denture cleansers on soft denture liners colored by food colorant solutions. *Journal of Prosthodontics.* 2007;16(3):185-91.
79. Craig RG, Powers JM. *Restorative dental materials.* 11th ed. St. Louis: Mosby, Inc; 2001.
80. Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 1992;13:29-36.
81. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics.* 4th ed. St. Louis: Mosby; 2004.
82. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry.* 2003;23(5):467-80.
83. Fischer J. *Esthetics and Prosthetics.* Germany: Quintessence Books; 1996.
84. Chu SJ, Devigus Ao, Mieleszk AJ. *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry:* Quintessence Publishing Company; 2004.

85. Haywood VB. History, safety, and effectiveness of current bleaching techniques and applications of the nightguard vital bleaching technique. *Quintessence International*. 1992;23(7):471-88.
86. Vaarkamp J, Ten-Bosch JJ, Verdonschot EH. Propagation of light through human dental enamel and dentine. *Caries Research*. 1995;29(1):8-13.
87. Ahmad I. *Protocols for predictable aesthetic dental restorations*. Oxford, UK: Blackwell, Munksgaard; 2006.
88. Westland S. Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003;15(s1):5-12.
89. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(2):341-58.
90. Russell MD, Gulfranz M, Moss BW. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2000;27(9):786-92.
91. Moser JB, Wozniak WT, Muller TP, Moore BK. Use of the Munsell system to compute color differences in composite resins. *Journal of dental research*. 1978;57(11):958-63.
92. Ünver R. Renk görünüm dizgeleri. İstanbul: 3. Ulusal Aydınlatma Kongresi'nde sunulmuş bildiri; 2000.
93. Dennison JB, Powers JM, Koran A. Color of dental restorative resins. *Journal of Dental Research*. 1978;57(4):557-62.
94. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*. 2004;32:3-12.
95. Bayındır F, Wee AG. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2006;30(3):40-6.
96. Rosenstiel SF, Porter SS, Johnston WM. Colour measurements of all ceramic crown systems. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1989;16(5):491-501.
97. Gürel G. *Porselen laminat vinerler bilim ve sanatı*. İstanbul: Quintessence Yayıncılık; 2004.
98. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic color training in dentistry*. China: Mosby INC; 2004.
99. Saraç D, Saraç Ş, Yüzbaşıoğlu E. Farklı kompozitlerle bir renk skalası arasındaki renk farklılıkları. *Acta Odontologica Turcica*. 2005;22(2):77.
100. O'Brien WJ, Boenke KM, Groh CL. Coverage errors of two shade guides. *International Journal of Prosthodontics*. 1991;4(1):45-50.

101. Swift Jr EJ, Hammel SA, Lund PS. Colorimetric evaluation of vita shade resin composites. *International Journal of Prosthodontics*. 1994;7(4):356-61.
102. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(6):551-7.
103. Buyukyilmaz S, Ruyter IE. Color stability of denture base polymers. *International Journal of Prosthodontics*. 1994;7(4):372-82.
104. Karaağaçlıoğlu L, Yılmaz B, Çetin G, Levent H. Farklı Yöntemlerle Polimerize Edilen Akrikliklerde Yaşlandırma İşleminin Renk Stabilitesi Üzerine Etkisi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 2006;12(3):87-92.
105. Aydoğan-Ayaz E, Turgut S, Korkmaz FM, Tamam E, Bağış B. Effect of denture cleansers on the color stability of different denture teeth materials. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2014;17(1):32-41.
106. Ishikawa NS, Sato RR, Shiraishi A, Ishibashi K. Using a computer colormatching system. A newly developed spectrophotometer designed for clonical application. *International Journal of Prosthodontics*. 1994;7:50-8.
107. Miller L. Organizing color in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*. 1987;115:26E-40E.
108. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of Dental Research*. 1989;68(12):1760-4.
109. Sundar V, Amber PL. Opals in nature. *Journal of Dental Technology*. 1999;16(8):15.
110. Garber DA, Adar P, Goldstein RE, Salama H. The quest for the all-ceramic restoration. *Quintessence Dental Technology*. 2000;23:27-36.
111. Winter R. Visualizing the natural dentition. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1993;5(3):103-18.
112. McLaren E. The 3D-master shade-matching system and the skeleton buildup technique: Science meets art and intuition. *Quintessence Dental Technology*. 1999;22:55-68.
113. Overheim RD, Wagner DL. *Light and color*: Wiley-VCH; 1982.
114. Mutlu-Sagesen L, Ergün G, Özkan Y, Bek B. Color stability of different denture teeth materials: an in vitro study. *Journal of oral science*. 2001;43(3):193-205.
115. Denli N, Uludag B, Kiliçarslan MA, Ozkan Y. Resistance of artificial acrylic resin teeth to staining. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*. 1996;2:38-42.

116. Hasanreisoglu U, Kalipçılar B, Karaagaçlıoğlu L. Sabit protezlerde kullanılan bazı estetik maddelerde renk stabilitesinin araştırılması. AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1988;15(3):189-294.
117. Um CM, Ruyter I. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. Quintessence International. 1991;22(5):377-86.
118. Uludag B, Kılıçarslan MA. Farklı tipteki restoratif rezin materyallerin boyanabilirlik özelliklerinin karşılaştırılması. AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1995;22:269-73.
119. Özkan P, Gürbüz A, Uludağ B, Ünal Ş, Özkan Y. Farklı yapıdaki estetik materyallerinin boyanma özelliklerinin in vitro olarak karşılaştırılması. AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2000;27(3):377-82.
120. Jin C, Nikawa H, Makihira S, Hamada T, Furukawa M, Murata H. Changes in surface roughness and colour stability of soft denture lining materials caused by denture cleansers. Journal of Oral Rehabilitation. 2003;30(2):125-30.
121. Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Discoloration of facing and restorative composites by UV-irradiation and staining food. Dental Materials. 2006;22(1):63-8.
122. Çörekçi B, Irgin C, Malkoç S, Öztürk B. Effects of staining solutions on the discoloration of orthodontic adhesives: an in-vitro study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2010;138(6):741-6.
123. McNeme SJ, Von Gonten AS, Woolsey GD. Effects of laboratory disinfecting agents on color stability of denture acrylic resins. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1991;66(1):132-6.
124. Olsen I. Relapse tendency and removal of acquired discolourations in long-term denture disinfection with chlorhexidine. Acta Odontologica Scandinavica. 1975;33(2):111-4.
125. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. Journal of Dental Research. 1989;68(5):819-22.
126. Johnston WM. Color measurement in dentistry. Journal of Dentistry. 2009;37:e2-e6.
127. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1998;80(6):642-8.
128. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2002;87(6):657-66.

129. Douglas RD. Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1997;77(5):464-70.
130. Douglas RD, Brewer JD. Variability of porcelain color reproduction by commercial laboratories. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(4):339-46.
131. Khurana R, Tredwin CJ, Weisbloom M, Moles DR. A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal*. 2007;203(12):675-80.
132. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*. 2002;81(8):578-82.
133. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*. 2010;38:e2-e16.
134. Spectrophotometer CM-3600A instruction manual: Konica Minolta; 2011 [Available from: https://www.konicaminolta.com/instruments/download/instruction_manual/color/pdf/cm-3600a_instruction_eng.pdf].
135. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;88(6):585-90.
136. Durkan R, Ayaz EA, Bagis B, Gurbuz A, Ozturk N, Korkmaz FM. Comparative effects of denture cleansers on physical properties of polyamide and polymethyl methacrylate base polymers. *Dental Materials Journal*. 2013;32(3):367-75.
137. Arruda CNF, Sorgini DB, Oliveira VC, Macedo AP, Lovato CHS, Paranhos HFO. Effects of denture cleansers on heat-polymerized acrylic resin: a five-year-simulated period of use. *Brazilian Dental Journal*. 2015;26(4):404-8.
138. Peracini A, Davi LR, de Queiroz Ribeiro N, de Souza RF, da Silva CHL, Paranhos HFO. Effect of denture cleansers on physical properties of heat-polymerized acrylic resin. *Journal of Prosthodontic Research*. 2010;54(2):78-83.
139. Goiato MC, Nóbrega AS, Santos DM, Andreotti AM, Moreno A. Effect of different solutions on color stability of acrylic resin-based dentures. *Brazilian Oral Research*. 2014;28(1):1-7.
140. Imirzalioglu P, Karacaer O, Yilmaz B, Ozmen I. Color stability of denture acrylic resins and a soft lining material against tea, coffee, and nicotine. *Journal of Prosthodontics*. 2010;19(2):118-24.
141. Ma T, Johnson GH, Gordon GE. Effects of chemical disinfectants on the surface characteristics and color of denture resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1997;77(2):197-204.

142. Paranhos HFO, Peracini A, Pisani MX, Oliveira VC, Souza RF, Silva-Lovato CH. Color stability, surface roughness and flexural strength of an acrylic resin submitted to simulated overnight immersion in denture cleansers. *Brazilian dental journal*. 2013;24(2):152-6.
143. Nikawa H, Hamada T, Yamashiro H, Kumagai H. A review of in vitro and in vivo methods to evaluate the efficacy of denture cleansers. *International Journal of Prosthodontics*. 1999;12(2):153-9.
144. Pavarina AC, Pizzolitto AC, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET. An infection control protocol: effectiveness of immersion solutions to reduce the microbial growth on dental prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003;30(5):532-6.
145. Sato S, Cavalcante MRS, Orsi IA, Paranhos HFO, Zaniquelli O. Assessment of flexural strength and color alteration of heat-polymerized acrylic resins after simulated use of denture cleansers. *Brazilian Dental Journal*. 2005;16(2):124-8.
146. Sousa-Porta SR, Lucena-Ferreira SC, Silva WJ, Del Bel Cury A. Evaluation of sodium hypochlorite as a denture cleanser: a clinical study. *Gerodontology*. 2015;32(4):260-6.
147. Amin F, Iqbal S, Azizuddin S, Afridi FI. Effect of denture cleansers on the color stability of heat cure acrylic resin. *Journal of the College of Physicians and Surgeons Pakistan*. 2014;24(11):787-90.

ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

Adı-Soyadı: Ahmet ŞANVER

Doğum Yeri ve Tarihi: Ulm/F.ALMANYA, 18.04.1989

Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti

İletişim Bilgileri (e-posta adresi/telefon): dtahmetsanver@gmail.com/05065865099

2. EĞİTİM DURUMU

Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hekimliği, 2007-2013

Yozgat Şehitler Fen Lisesi, 2003-2006

Kaymakam Mehmet Tahir İlköğretim Okulu, 1995-2003

3. MESLEKİ DENEYİM

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Araştırma Görevlisi, 2014-2017