



TC

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI PH DEĞERLERİNDEKİ İÇECEKLERDE
BEKLETİLEN YAPAY DİŞLERİN FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. MUSTAFA YILDIRIMOĞLU

UZMANLIK TEZİ

SİVAS-2022



TC

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI PH DEĞERLERİNDEKİ İÇECEKLERDE
BEKLETİLEN YAPAY DİŞLERİN FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Mustafa YILDIRIMOĞLU

UZMANLIK TEZİ

DR. ÖĞRETİM ÜYESİ AYŞEGÜL GÖZE SAYGIN

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS-2022

“Farklı Ph Değerlerindeki İçeceklerde Bekletilen Yapay Dişlerin Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılması” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

AD SOYAD

İMZA

Başkan Dr. Öğretim Üyesi Ayşegül GÖZE SAYGIN _____

Üye Prof. Dr. Koray SOYGUN _____

Üye Prof. Dr. Giray BOLAYIR _____

ONAY

Bu tez çalışması 21.01.2022 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANI

Aileme ithaf ediyorum...



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca hem klinik hem akademik anlamda gelişmemi sağlayan, bana güvenen ve tez sürecimde hiçbir yardımını esirgemeyen, çok sevdiğim değerli danışman hocam Dr. Öğretim Üyesi Ayşegül GÖZE SAYGIN'a,

Bilgi ve deneyimlerini hiçbir zaman esirgemeyen tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarıma,

Birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım kıdemlilerim; Merve YÜKSEL ve Fatma YILDIZ ATİK'e,

Tüm uzmanlık sürecimde her anımda yanımda olan, zor anları kolaylaştıran hep desteğini hissettiğim can eşim Gizem GÖKÇEN YILDIRIMOĞLU'na

Bölümümüzde bulunan bütün araştırma görevlisi arkadaşlarıma, bölüm çalışanlarımıza ve restoratif diş tedavisi bölümündeki asistan arkadaşlarıma,

Destekleri ve yardımları için bölüm sekreterimiz Zekeriya DUMAN'a,

Hayatım boyunca emeklerini benden esirgemeyen, bana her zaman güvenen, her kararında arkamda olduğunu hissettiğim canım aileme tüm kalbimle teşekkür ederim...

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

Bu tez çalışması DİŞ-275 numaralı proje kapsamında Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı (CUBAP) tarafından desteklenerek yapılmıştır.

ÖZET

FARKLI PH DEĞERLERİNDEKİ İÇECEKLERDE BEKLETİLEN YAPAY DİŞLERİN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Mustafa YILDIRIMOĞLU

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

SİVAS, 2022

Bu in vitro çalışmada farklı ph değerlerine sahip (yapay tükürük, kefir, kola, portakal suyu) solüsyonlarında bekletilen, farklı kimyasal içeriklere sahip yapay dişlerin [polimetil metakrilat(Vivodent İvostar), çift çapraz bağlarla güçlendirilmiş PMMA (Vivodent DCL), mikro dolduruculu kompozit rezin (Vivodent PE) ve nano hibrit kompozit rezin (SR Phonares II)] yapılarında meydana gelen yüzey pürüzlülüğü , renk ve mikrosertlik değişimleri karşılaştırıldı. Her bir rezin materyal için en büyük boyutlarda ve en düz vestibül yüzeylere sahip üst çene santral dişler kullanıldı (n=10). Yapay dişler vestibül yüzeyleri yukarıda kalacak şekilde akril kalıplara yerleştirildi. Ölçüm işlemlerini kolaylaştırmak ve ölçüm yüzeylerini standardize etmek amacıyla hassas kesme cihazı (İsomet 1000, Buehler, ABD) ile düzeltme yapıldıktan sonra (600-800-1000) grit silikon karbit zımpara ile su altında yüzey işlemi uygulandı. Yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesinde 4 mm ölçüm mesafesi ve 0,25 mm cut off değeri olacak şekilde profilometre cihazı (Mitutoyo, Surf test SJ-301, Japonya) ile ortalama Ra değerleri, renk analizi spektrofotometre cihazı (Vita Easyshade Advance (Vita Zahnfabrik)) ile ortalama L*,a*,b* değerleri kaydedildi. Mikrosertlik analizi (Shimadzu Mikrohardness Tester Kyoto, Japan) yardımı ile 15 sn süreyle Vickers başlığı aracılığı ile 0.1 kg yükleme altında yapıldı. Her bir analiz için ölçüm 3 kere, her seferinde aynı araştırmacı tarafından yapıldı. Başlangıç ölçümleri 24 saat distile suda bekletildikten sonra yapıldı ve T0 olarak kaydedildi. Örnekler ağız şartlarına uygunluk için 37 °C'de %100 nem varlığında etüv cihazında içecek solüsyonları içerisinde 7 gün bekletilerek T1 ölçümleri, 14. gün sonunda ise T2 ölçümleri yapıldı. Elde edilen ortalama veriler bağımlı grupların karşılaştırmasında Friedman ve Wilcoxon testi kullanılarak, bağımsız gruplar için Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testi kullanılarak

yapıldı(SPSS 22.0). AFM ve SEM analizleri her bir gruptan rastgele seçilen örnekler ile başlangıç ve 14. Günde yapıldı. SEM görüntüleri 500x ve 2000x büyütmede alındı. AFM ise 1 Hz tarama hızında 20x20 µm'lik alanlar taranarak 512 x 512 piksel çözünürlükte üç boyutlu olarak oluşturuldu.

Anahtar Kelimeleri

Yapay diş, Akrilik, Yüzey pürüzlülüğü, Renklenme, Mikrosertlik



ABSTRACT

In this in vitro study, the surface roughness, color, and microhardness transformations occurring in Polymethyl methacrylate (Vivodent Ivostar), PMMA (Vivodent DCL) reinforced with double crosslinks, micro-filled composite resin (Vivodent PE), and nanohybrid composite resin (SR Phonares II) structures of artificial teeth with different chemical contents, which were kept in solutions with different pH values (cola, orange juice, kefir, and artificial saliva solutions) were compared. For this purpose, central maxillary teeth with the largest dimensions and the flattest vestibule surfaces were used for each resin material (n=10). Artificial teeth were placed in acrylic molds with their vestibule surfaces up. To facilitate the measurement operations and standardize the measurement surfaces, the surface treatment was applied underwater with a (600-800-1000) grit silicon carbide sandpaper after the correction with a precision cutting device is done (Isomet 1000, Buehler, USA). For the evaluation of surface roughness, the mean Ra values were recorded using a profilometer device ((Mitutoyo, Surftest SJ-301, Japan), and the mean L*, a*, b* values were recorded using color analysis spectrophotometer device Vita Easyshade Advance (Vita Zahnfabrik) at conditions of 4 mm measurement distance and 0,25 mm cut-off value. Microhardness analysis was performed using Shimadzu Mikrohardness Tester Kyoto, Japan for 15 seconds through the Vickers' head under 0.1 kg loading. The measurement was performed 3 times by the same researcher each time. Initial measurements were performed after keeping them in distilled water for 24 hours and recorded as T0. T1 measurements were performed by keeping the samples for 7 days in beverage solutions at 37 °C in the presence of 100% humidity for compliance with oral conditions, and T2 measurements were performed at the end of the 14th day. The mean data were obtained using Friedman and Wilcoxon test for dependent group comparison and using Kruskal Wallis and Mann Whitney U test for independent groups (SPSS 22.0). AFM and SEM analyzes were performed at baseline and on 14th day with randomly selected samples from each group. SEM images were taken at 500x and 2000x magnification. AFM, on the other hand, was created as three-dimensional with a resolution of 512 x 512 pixels by scanning 20x20 µm areas at a scanning speed of 1 Hz.

Keywords

The artificial tooth, Acrylic, Surface roughness, Coloration, Microhardness



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	vi
ÖZET	viii
ABSTRACT	x
İÇİNDEKİLER.....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xvii
TABLolar DİZİNİ.....	xix
1.GİRİŞ.....	21
2.GENEL BİLGİLER.....	22
2.1.Yapay Dişler	22
2.1.1.Yapay Dişlerde Aranan Özellikler	22
2.2.Yapay Diş Malzemeleri	23
2.2.1. Porselen Yapay Dişler	23
2.2.2. Akrilik Yapay Dişler.....	24
2.2.3. Kompozit İçerikli Dişler	27
2.3. Dental Erozyon.....	28
2.3.1. Dental Erozyonun Etyolojisi	28
2.3.2. Dental Erozyona Neden Olan Dış Kaynaklı Faktörler	29
2.3.2.1. Çevresel Faktörler	29

2.3.2.2. Diyet (Beslenme)	29
2.3.2.3. İlaçlar ve Ağız Bakım Ürünleri	30
2.3.2.4. Yaşam Tarzı	31
2.3.3. Dental Erozyona Neden Olan İç Kaynaklı Faktörler	31
2.3.4. Dental Erozyonu Etkileyen Faktörler	31
2.3.5. Rezin İçerikli Yapay Diş Materyallerinin Erozyonla İlişkisi	32
2.4. Yüzey Pürüzlülüğü	33
2.4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	33
2.4.1.1. Profilometre Analizi	33
2.4.1.2. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)	35
2.4.1.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	35
2.5. Diş Hekimliğinde Renk Kavramı	36
2.5.2. Renk Ölçüm Sistemleri	39
2.5.2.1. Munsell Renk Sistemi	41
2.5.2.2. CIE L*a*b* Renk Sistemi	43
2.5.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Ölçüm Yöntemleri	45
2.6. Dental Materyallerde Mikrosertlik Kavramı	50
3. GEREÇ ve YÖNTEM	51
3.1. Grupların Oluşturulması	53
3.2. Örneklerin Hazırlanması	54

3.3. Farklı Ph Değerine Sahip İçeceklerde Bekletme İşlemi	55
3.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	56
3.5. Renk Değerlerinin Ölçülmesi	57
3.6. Mikrosertlik (Vickers Sertliği) Değerlerinin Ölçülmesi	58
3.7.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi	59
3.8. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ile Yüzey Analizi	61
İstatistiksel Analiz	62
4.BULGULAR	63
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü (Ra) Bulguları	63
4.3.Mikrosertlik (Vickers) Ölçüm Bulguları	67
4.4.Taramalı Elektron Mikroskobu ile Yüzey Analizi Sonuçları	69
4.5. Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi Sonuçları	77
5.TARTIŞMA	84
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	96
7. KAYNAKLAR	97
8. ÖZGEÇMİŞ	Error! Bookmark not defined.
9. EKLER	108

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AFM:	Atomic Force Microscopy (Atomik Kuvvet Mikroskobu)
a*	CIE sisteminde rengin kırmızı-yeşil eksenindeki koordinatı
b*	CIE sisteminde rengin sarı-mavi eksenindeki koordinatı
BHN	Brinell Hardness Number (Brinell Sertlik Numarası)
Cd	Candela
CIE	Comission Internationale de l'Eclairage
cm	Santimetre
cm³	Santimetre küp
°C	Santigrat derece
DCL	Double Cross-Linking (Çift çapraz bağlanma)
ΔE	Renk farkı
g	Gram
GPa	Gigapaskal
HV	Vickers Hardness (Vickers Sertlik)
IPN	Interpenetrating Polymer Network (Çapraz bağlı polimer ağı)
kg	Kilogram
KHN	Knoop Hardness Number (Knoop Sertlik Numarası)
L	Litre
L*	CIE Sisteminde Açıklık (Lightness)
MMA	Metilmetakrilat
μm	Mikrometre
mL	Mililitre

mm	Milimetre
mm ²	Milimetre kare
NBS	National Bureau of Standards (Ulusal Standartlar Bürosu)
nm	Nanometre
pH	Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)
ppm	Parts per million
PMMA	Polimetilmetakrilat
Ra	Roughness Average (Ortalama yüzey pürüzlülüğü)
SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
UDMA	�retandimetakrilat
VHN	Vickers Hardness Number (Vickers Sertlik Numarası)
%	Yüzde
NHC	Nano hibrit kompozit
Ort	Ortalama
SS	Standart Sapma
GER	Gastro�zofaringeal reflü

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3 1. Silikon kalıpların hazırlanması ve dişlerin akriliğe gömülmesi	54
Şekil 3 2 Yapay diş grupları sırasıyla; DCL, Phonares II, İvostar, PE	55
Şekil 3 3. Örneklerin deney kaplarındaki içeceklere konulması yukardan aşağı sırasıyla; kola, kefir, portakal suyu, yapay tükürük.	56
Şekil 3 4. Etüv cihazında bekletilen örnekler	56
Şekil 3 5.Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı	57
Şekil 3 6. Renk ölçüm cihazı, örnekler, renk ölçümü için hazırlanmış silikon indeks ve örneklerin silikon indekse yerleştirilmesi	58
Şekil 3 7. Silikon indeks yardımıyla renk ölçümünün yapılması	58
Şekil 3 8. Mikrosertlik Ölçüm Cihazı	59
Şekil 3 9. Çalışmada kullanılan sem analizi cihazı	60
Şekil 3. 10. Altın kaplama cihazı ve örneklerin SEM’de altın kaplanması.....	60
Şekil 3. 11. Çalışmada kullanılan AFM cihazı.	61
Şekil 4. 1. Vivodent İvostar (a) başlangıç, (b) tükürük, (c) kefir, (d) portakal, (e) kola 500x ve 2000x SEM görüntüsü.....	72
Şekil 4. 2. Vivodent DCL (a) başlangıç, (b) tükürük, (c) kefir, (d) portakal, (e) kola 500x ve 2000x SEM görüntüsü	74
Şekil 4. 3. Vivodent PE (a) başlangıç, (b) tükürük, (c) kefir, (d) portakal, (e) kola 500x ve 2000x SEM görüntüsü	75
Şekil 4. 4. SR Phonares II (a) başlangıç, (b) tükürük, (c) kefir, (d) portakal, (e) kola 500x ve 2000x SEM görüntüsü	77

Şekil 4. 5. Vivodent İvostar (a) tükürük, (b) kefir, (c) portakal, (d) kola başlangıç ve 14. gün AFM görüntüleri.....79

Şekil 4. 6. Vivodent DCL (a) tükürük, (b) kefir, (c) portakal, (d) kola başlangıç ve 14. gün AFM görüntüleri.....80

Şekil 4. 7. Vivodent PE (a) tükürük, (b) kefir, (c) portakal, (d) kola başlangıç ve 14. gün AFM görüntüleri81

Şekil 4. 8. SR Phonares II (a) tükürük, (b) kefir, (c) portakal, (d) kola başlangıç ve 14. gün AFM görüntüleri.....83



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2. 1. Renklerin Dalga Boylarına Göre Dağılımı	37
Tablo 2. 2. Yıllar İçinde Renk Sistemlerinin Gelişimi.....	40
Tablo 2. 3. Klinik Renk Toleransı (O'Brien (2008)'a göre)	45
Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan yapay dişler ve içerikleri.....	51
Tablo 3. 2. Çalışmada kullanılan içeceklerin içerikleri ve sahip oldukları pH değerleri.....	52
Tablo 3. 3. Materyallere ve bekletildiği ortama göre oluşturulan çalışma grupları...	53
Tablo 4. 1. Farklı yapıda yapay dişlerin yüzey pürüzlülüğü ölçüm sonuçlarının, farklı sıvılardaki tüm ölçüm zamanı değerlerine göre karşılaştırılması.....	64
Tablo 4. 2. Farklı yapıda yapay dişlerin renk ölçüm sonuçlarının farklı sıvılardaki tüm ölçüm zamanı değerlerine göre karşılaştırılması.....	65
Tablo 4. 3. Yapay dişlerin renk ölçüm sonuçlarının (0-7, 0-14) ikili karşılaştırması	66
Tablo 4. 4. Farklı materyallerin başlangıç, 7. Ve 14. Gün mikrosertlik bulgularının karşılaştırması	69



1.GİRİŞ

Protetik tedavilerde amaç; sağlıklı beslenme için çiğnemenin sağlanması, sosyal olarak daha rahat hissettirecek estetik görünüme kavuşturmak, fonasyonu sağlamak, dişsizliğin getirmiş olduğu psikolojik sıkıntıların giderilmesi ve son olarak da dişlerin kaybı sonrası ağızda kalan mevcut destek alanlarının korunmasıdır(1). Kaybedilen dişlerin yerine ve miktarına bağlı olarak protez yapımında mevcut dokuların da rehabilitasyonu gerekmektedir. Hastanın genel sistemik durumuna ek olarak sosyoekonomik durumu da göz önünde bulundurularak implantüstü sabit protezlerden tam protezlere kadar değişik seçenekler hastalara sunulmaktadır.

Dental erozyon, herhangi bir bakteri olmaksızın diş yüzeyinin kimyasal olarak asitlenmesi ile oluşan diş sert dokusunun lokalize kaybıyla birlikte görülen kronik ve patolojik bir durumdur(2). Diş yüzeyinde önemli harabiyetle sonuçlanan dental erozyonun, asitli içecekler, meyve suyu ve enerji içecekleri gibi asidik potansiyele sahip yiyecek ve içeceklerle ilişkisi birçok çalışmada rapor edilmektedir(3,4). Yapay diş materyallerin klinik performansı da erozyondan etkilenmektedir. Yapay dişlerden; estetik olmalarının yanı sıra eroziv etkenlere karşı dayanıklı olmaları, lekelenmeye karşı dirençli olmaları ve doğal dişleri olabildiğince taklit edebilmeleri beklenmektedir(5).

Dental materyal endüstrisinde ortaya çıkan gelişmeler protezlerde kullanılan yapay dişlerin farklı içeriklerde üretilmesini ve estetik özelliklerinin de geliştirilmesini sağlamıştır. Çapraz bağlara sahip yapay dişlere ek olarak farklı büyüklükte doldurucular içeren mikrohibrit ve nanohibrit rezin dişler üretilmiştir. Tüm bu gelişmeler ek olarak protezin başarısı hastanın ağız hijyeni alışkanlıklarına ve protezleri temizlemede kullandığı ürünlere de bağlıdır(6).

Çalışmanın amacı farklı yapıda yapay dişlerin farklı pH değerlerinde içeceklerde bekletilmesinin; yüzey pürüzlülüğü, renk ve mikrosertlik değişimine etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Yapay Dişler

Yapay dişler, doğal dişlerin kaybı sonucu ortaya çıkan fonasyon, çiğneme ve estetik gibi sorunların giderilmesi amacıyla total, parsiyel ve hibrit protezlerin yapımında sık olarak kullanılmaktadır(7). Posterior dişler çiğneme ve öğütme işlemlerinin yanı sıra dikey boyutun korunmasında ve yüz estetiğinin sağlanmasında görev alırken ön bölge dişleri çiğnemeye ek olarak estetik bir gülüşün ortaya çıkmasında kilit rol oynamaktadır(8).

Protez yapılırken hastanın beklentileri ve fiziksel özellikleri göz önünde bulundurulmalı, seçilen dişlerin iyi fonksiyon görmesi ve beklentileri karşılayacak kadar estetik ve biyolojik olarak da uyumlu olması gerekmektedir. Diş seçimi klinikte çok az zaman alsa da deneyim gerektiren bir işlemdir. Hekim klinikte protez planlaması yaparken hastaya ayrıntılı bilgi vermeli, avantaj ve dezavantajları anlatmalıdır. Tüm bunların yanında yapay diş seçimi yaparken hastanın maddi durumu da bir parametredir(9).

2.1.1.Yapay Dişlerde Aranılan Özellikler

Tam ve bölümlü protezlerin yanı sıra hibrit protezlerin yapımı için kullanılacak olan yapay dişlerin fiziksel dayanıklılıkları ve estetiği önem arz etmektedir. Ön bölge restorasyonları için kullanılacak dişlerde daha çok estetik beklenti ön plana çıkarken arka bölgede kullanılacak dişlerde ise çiğneme kuvvetine dayanıklılık ve aşınmaya karşı direnç gibi özellikler aranmaktadır(10).

Yapılan protez hastaya teslim edilirken oluşturulan oklüzyonun idamesi, dikey boyutun ve estetiğin bozulmadan korunabilmesi önem arz etmektedir. Seçilen yapay dişler doğal dişlere yakın estetik ve fonksiyonel özelliklere sahip olmalı ve bu durumu koruyabilme kapasitesinde olmalıdır. Kaide materyali ile yapay diş arasında kimyasal bir bağ oluşması gerekmektedir. Yani, yapay diş ve kaide materyali uyumlu olmalıdır.

Yapay diş sağlam olmasının yanı sıra hafif bir malzemeden yapılmış olmalıdır bu durum rezidüel kretlere protez pasif durumdayken ulaşacak yükü azaltacaktır. Kırılmaya karşı yeterince dirençli olmalı ve tüketilen sıvılara bağlı aşınmaya karşı da dirençli olmalıdır(11).

Yapay diş üretiminde kullanılan materyaller; renk değişimine dayanıklı, aşınmaya dirençli ve pürüzsüz bir yüzeye sahip olabilecek iyi fiziksel ve yapısal özelliklere sahip olmalıdır(12).

2.2.Yapay Diş Malzemeleri

Yapay dişler total protezlerde, hareketli bölümlü protezlerde, implant destekli hareketli protezlerde ve hibrit protezlerde kullanılmaktadır. Yapay diş malzemeleri temelde akrilik dişler ve porselenler olarak ikiye ayrılmaktadır. Akrilik dişlerin kullanımı 1940'lı yıllarda başlamıştır, porselenlerin kullanımı ise 19. yüzyılın başlarına dayanır. Hareketli protezlerde daha çok akrilik esaslı dişler tercih edilmektedir(8).

2.2.1. Porselen Yapay Dişler

Akrilik yapay dişlere göre çok daha canlı ve estetikler. Doğal dişlerdekine yakın bir translusensi gösterirler. Renklendirici ajanlara karşı dayanıklıdırlar. Ağız sıvılarından etkilenmez ve çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli dirence sahiptirler. Kaide plağına mekanik olarak bağlanmaları sebebiyle bağlanma bölgelerinde renk oluşumu gözlenebilir. Çiğnemedi kaynaklı oluşan kuvvetleri absorbe etmeyip doğrudan alveol kretine ilettikleri için porselen diş kullanan hastalarda krete iletilen kuvvet miktarı fazladır. Protezlerin uzun süre kullanımında kaide ve dişler arasında ayrılımlar görülebilmektedir.

Porselen dişler akrilik dişlere oranla daha rijit bir yapıya sahip oldukları için karşılıklı temaslarda daha çok ses oluşumuna neden olurlar. Oklüzal uyumlandırma esnasında aşındırma yapmak akrilik yapay dişlere oranla çok daha zordur, aşındırılan yüzeye glazür uygulanmalıdır eğer uygulanmazsa glazürsüz yüzey karşıt arktaki dişlerde aşınmalara sebebiyet verebilmektedir(13).

Porselen yapay dişler hareketli protezlerin yapımında ilk kullanılmaya başlayan dişler olmasına rağmen akrilik dişler günümüzde hareketli protez yapımında daha sık tercih edilmektedir. Akrilik ve modifiye akrilik içerikli dişler karşıt doğal dişleri aşındırmama, kaide plağına kimyasal bağ kurabilme, ihtiyaç duyulduğunda oklüzal uyumlanmanın kolayca yapılabilmesi ve oklüzal kuvvetleri daha iyi absorbe edebilmeleri gibi avantajları nedeniyle daha çok tercih edilmektedir(8).

Porselen dişler akrilik içerikli dişlere göre iki kat daha ağırdırlar bu durum alt çenede avantaj olarak karşımıza çıksa da üst çenede protezin ağırlık yapması düşmesine sebebiyet vererek dezavantaj oluşturur. Porselen dişlerde ortamın ısı değişiminin ani olduğu durumlarda yapıda çatlak meydana gelebilir, akrilik dişlerde böyle bir durum söz konusu değildir(14).

Akrilik rezin dişlerdeki aşınma sebebiyle porselen dişler tercih edildiği dönemler olduğu gibi porselenlerin kırılma ve çatlama eğilimi nedeniyle akrilik dişlerin tercih edildiği durumlar da son dönemde görülmektedir. Dental materyal endüstrisindeki gelişmelere bağlı olarak güçlendirilmiş akrilik rezin ve kompozit içerikli rezin dişlerin üretilmesiyle akrilik dişler daha ön plana çıkmaktadır(9). Dayanıklılığının iyi olması su absorpsiyonunun düşük olması ve iyi optik özellikleri nedeniyle poli metil metakrilat diş hekimliğinde sık kullanım alanı bulmaktadır(15).

2.2.2. Akrilik Yapay Dişler

Akrilik yapay dişlerin ana maddesi polimetilmetakrilattır. Polimetilmetakrilat (PMMA) düşük su absorpsiyonu, yüksek dayanıklılık, iyi optik özellikler ve kabul edilebilir boyutsal stabilitesi nedeniyle diş hekimliğinde pek çok alanda kullanılmaktadır. Biyo uyumludur ve ağız sıvılarından da etkilenmemektedir(16). Akrilik yapay dişler protez kadesi ile aynı materyalden yapıldıkları için kaide ile olan bağları kimyasal bir bağdır bundan dolayı diş ve kaidenin birleşim yerinde renklemeler daha az olacaktır aynı zamanda bu bölgenin temizliği de kolay olacaktır. Oklüzal uyumlama esnasında akrilik dişleri aşındırmak ve sonrasında aşındırılan yüzeylerin cilalanması kolay bir şekilde yapılabileceği için zamandan tasarruf sağlamaktadır(11,17,18).

Akrilik dişler elastik modülü, baskı dayanımı ve sertlik gibi özellikler bakımından doğal dişlerin mine ve dentinine göre daha zayıftır. Aşınma dirençleri de yine diğer restoratif materyallere göre daha azdır bu durum bazen dezavantaj olsa da bazen avantaj olabilir; çünkü protezler kullanıldıkça dişlerde meydana gelen aşınmalar sayesinde karşıt dişlerde oklüzyonu daha uygun hale gelebilmektedir. Elastiklik özelliğinin az olması olası bir darbe durumunda yapıda meydana gelmesi muhtemel kırılma ve çatlamları önlemektedir. Çiğneme kuvvetlerini direk destek dokulara iletmeyip bir kısmını absorbe etmeleri sayesinde destek dokuları korumaktadırlar ve olası rezorbsiyonları da engellemektedirler. Akrilik dişler karşılıklı olarak temas ettikleri zaman porselen dişlerdeki gibi rahatsız edici bir ses çıkarma durumu olmamaktadır(15).

Akrilik yapay dişler karşıt dişte aşınmaya sebep vermezler ama kendilerinde aşınma meydana gelebilir bunun sonucu olarak da dikey boyut kaybı ile birlikte çiğneme problemleri ortaya çıkmaktadır. Kapanış da bunlara ek olarak bozulmaktadır, tüm bunlar değerlendirildiği zaman protezlerin yenilenmesi gerekebilmektedir(19).

Akrilik dişlerin düşük aşınma direnci gibi bazı fiziksel özelliklerini geliştirmek için diş yüzeylerini radyasyona tabi tutmak, seryum (Ce), Kurşun (Pb) bileşikleri veya bazı peroksitleri kullanarak dişe gamma, nötron veya röntgen ışını vermek gibi farklı bir takım yöntemler kullanılmıştır(19). Bu yöntemlere ek olarak PMMA içeriğine alümina tozlarının ilave edilmesi ve bu maddelerin yüzeyinin silanla kaplanması sonucu, aşınmanın büyük oranda azaldığı ve akrilik dişlerin, fiziksel ve yapısal özelliklerinin güçlendiği görülmüştür(11,17).

Geleneksel akrilik dişler lineer polimer yapısına sahipken günümüzde çapraz “glükoldimetakrilat” ve “alilmetakrilat” bağlarına sahip dişler üretilmektedir, çapraz bağlantının sağlanmasıyla akrilik dişlerin yapısı oldukça güçlendirilmiştir(20). Farklı polimer teknolojilerinin yardımıyla geliştirilen çapraz bağlantılı akrilik dişler; karıştırılmış polimer (blend polymer), interpenetre polimer ağı (interpenetrating polymer network-IPN) ve çift çapraz bağlantılı (DCL=doublecrosslinked) yapılardan oluşabilirler. Bu çalışmalar sadece aşınma direncini arttırmak için değil aynı zamanda yapıda çatlakların oluşmasına karşı da yapısal dayanıklılığı arttırmayı

hedeflemektedir(21). Akrilik dişlerin yapılarına katılan çapraz bağlar organik çözücülere ve ısıya karşı daha dirençli olmalarını da sağlamıştır(17,22).

Estetik için akrilik dişler farklı renk, translusensi ve kalınlıklardaki tabakalarla üretilbilirler böylece dişlerin insizalden koleye farklı renk geçişlerine sahip olmaları mümkün olur. Polimerdeki doldurucu oranları düzenlenerek dişlerde renk ve translusensi ayarlanabilir. Ayrıca yine doldurucu oranları değiştirilerek aşınmaya karşı direnç de arttırılabilir(23).

Polimer içerikli dişlerin kendi yapılarında da bölgesel olarak farklılıklar mevcuttur. Akrilik yapay dişlerin gingival kısımlarındaki polimerler az miktarda çapraz bağlar içerir ki muflalama esnasında protez kaidesine bağlanabilsinler. Yapay dişte az sayıda çapraz bağ bulunan bölgede yani gingival kısımda kaide materyalinin monomeri yapay dişin polimerini hafifçe kabartır ve monomerin penetrasyonunu ve kimyasal bağlanmayı güçlendirir. Diğer yandan, yiyeceklerdeki çözücülere maruz kalındığında oluşabilecek çatlamalara karşı dirençli olabilmeleri için, yapay dişin koronal kısmı kole bölgesine oranla daha çok çapraz bağlı polimerden oluşur. Çapraz bağlar ayrıca daha iyi aşınma direnci sağlarlar(6,24,25).

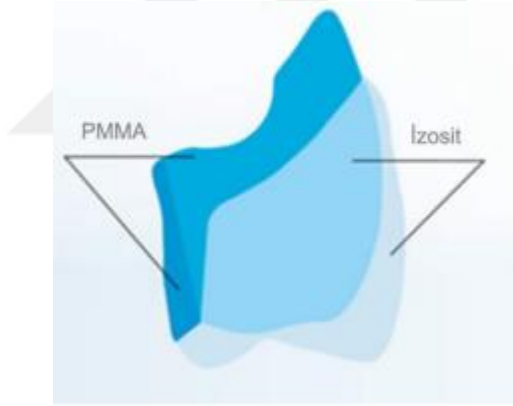
Kompozit materyallerde günümüzde geline nokta itibariyle yapay dişlerde de kullanım alanı genişlemiş ve ilgi de görmesiyle birlikte modifiye edilmiş kompozit içerikli akrilik dişler piyasaya sürülmüştür. Bu dişler konvansiyonel akrilik dişlere göre aşınmaya daha dayanıklı hale gelmiştir(26). Piyasada mevcut olan pek çok kompozit rezin yapay diş birbirinden farklı özelliklere sahiptir. Bu özelliklere doldurucu şekli, doldurucu miktarı, polimer tipi ve çapraz bağların şekilleri örnek verilebilir. Organik doldurucu miktarının artması rezin dişlerde aşınma direncinin artmasının yanı sıra ekspansiyon kat sayısı ve polimerizasyon büzülmesinin azalmasını sağlamıştır(27).

Yapılan çalışmalar organik doldurucu oranı arttıkça kompozit rezin dişlerdeki aşınma direncinin de arttığını, termal ekspansiyon katsayısının ve polimerizasyon büzülmesinin ise azaldığını göstermiştir (27).

2.2.3. Kompozit İçerikli Dişler

İzosit (Mikro Dolduruculu) Dişler

İzosit, esas olarak inorganik mikro doldurucularla takviye edilmiş bir üretan dimetakrilat (UDMA) içerikli çapraz bağlama maddesinden oluşmaktadır. Ürüne bağlı olarak, yaklaşık %20 pirolitik silisyum dioksit içerir ve PMMA bazlı malzemeler ile karşılaştırıldığında malzemenin fiziksel özellikleri önemli ölçüde artmaktadır. Pirolitik silisyum dioksit, görünür ışığın dalga boyundan daha az olan bir parçacık büyüklüğüne sahip bir malzemedir; bu durum yapay dişin estetik olarak kabul edilebilir olmasını sağlar. Akrilik dişlerin fiziksel problemleri izosit dişlerin geliştirilmesinde etkili olmuştur. Günümüzde izosit yapay dişler, piyasada bulunan en dayanıklı dişler arasındadır(28).

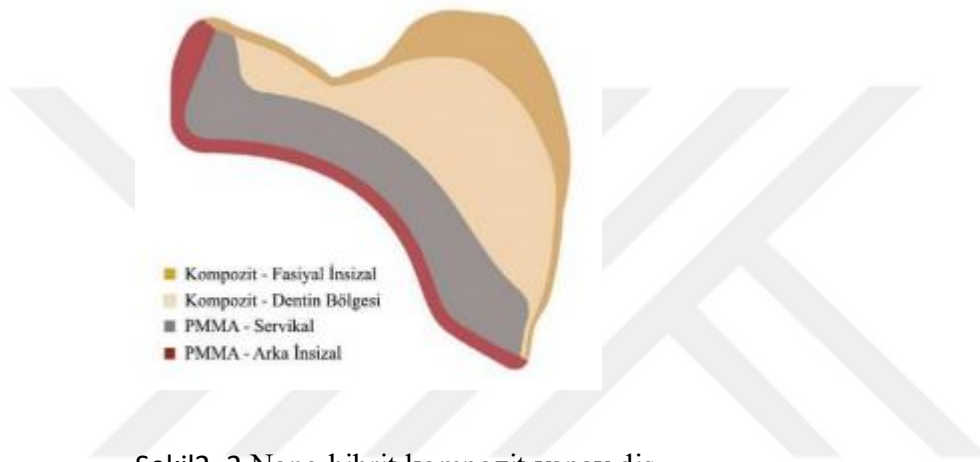


şekil2. 1 İzosit (mikrohibrit diş)

Nanohibrit Kompozit Dişler

Nanohibrit kompozit (NHC), PMMA kümelerinin yanı sıra çeşitli tiplerde ve boyutlarda doldurucu maddelerini içeren bir UDMA matrisinden oluşmaktadır.. “Hibrit” kelime olarak bu kompozitin farklı türlerde ve boyutlarda dolgu maddelerinin bileşimiyle oluşması demektir. Nanohibrit kompozit yüksek oranda çapraz bağlanmış inorganik dolgulu makro doldurucular ve yüksek oranda yoğunlaştırılmış inorganik mikro doldurucular içerir. Silikon dioksit bazlı silanize nano ölçekli dolgular gibi

makro doldurucular esasen dişlerin sağlamlığını ve renk dengesini sağlarken mikro doldurucular malzemenin aşınma direncini arttırır. NHC, UDMA matrisi, üç farklı doldurucu ve PMMA içeren bir kombinasyonudur. Birinci tip dolgu maddesi matrisi güçlendirmek, malzemenin sertliği ve aşınma direncini artırmak için yoğunlaştırılmış ve silanize edilmiştir. İkinci tip doldurucular, kompozit yapıyı güçlendirmek için ve karşıt diş yapısının aşınmasının azaltılmasına yardımcı olmak için silanize edilmiştir. Üçüncü tip dolgu maddesine ise büzülme gerilimi azaltmak için inorganik olarak doldurulmuş UDMA polimeri ilave edilmiştir(29–31).



Şekil2. 2 Nano hibrit kompozit yapay diş

2.3. Dental Erozyon

Erozyon, elektrolitik veya kimyasal yollarla bir maddenin yüzeyinde kademeli olarak ortaya çıkan yıkımla karakterize bir durumdur(32). Dental erozyon ise herhangi bir bakteri etkeni olmadan asit veya kimyasal bağlanma nedeniyle diş yüzeyinin kimyasal olarak asitlenmesi ile oluşan diş sert dokusunun lokalize kaybıyla beliren kronik ve patolojik bir durumdur(2).

2.3.1. Dental Erozyonun Etyolojisi

Dental erozyon multifaktöriyel bir etyolojiye sahiptir. İçsel ya da dışsal kaynaklı asidik etkenler ile oluştuğu pek çok çalışmada belirtilmiştir(33,34). Bu etkenlerden bazıları bireylere bağlıyken bazıları da tamamen bağımsızdır. Örneğin; tükürüğün tamponlama

kapasitesi ve dişlerin asitler karşısındaki çözünürlüğü bireyden bağımsızken, beslenme alışkanlıkları ve genel sağlık durumu bireylere bağımlı değişkenlerdir(35).

2.3.2. Dental Erozyona Neden Olan Dış Kaynaklı Faktörler

2.3.2.1. Çevresel Faktörler

İş yerinde aside maruz kalan meslek sahiplerinde dental erozyon görülebilmektedir. Dental erozyon riski taşıyan meslek gruplarına; dinamit, pıl, gübre, çinko, saç, demir vb. (galvanik fabrikalarında) fabrikalarda çalışan işçiler, matbaacılar, şarap tadicıları, laboratuvar teknisyenleri örnek verilebilir. Bu kişilerin karşı karşıya kaldığı riskler ortadan kaldırılmalı ve bulundukları ortamların güvenlik önlemleri artırılmalıdır(36).

2.3.2.2. Diyet (Beslenme)

Beslenme faktörleri arasında özellikle asidik yiyecek ve içecekler dental erozyona neden olan başlıca etyolojik sebeplerdir(35). Özellikle gençlerde dental erozyona sebebiyet veren içeceklerin sık tüketildiği gözlenmektedir. İçeceklerin eroziv değeri; asit içeriğin tipi, pH, değeri, asit konsantrasyonu ve ısısına bağlıdır(37).

a) Erozyon ile İlişkili Asidik Yiyecek ve İçeceklerin Tipleri

Dental erozyon, yetişkinlerde karışık meyve ve aşırı alkol tüketimi ile görülürken çocuklarda ve genç yetişkinlerde ise asitli özellikle de karbonatlı içeceklerin sık tüketilmesine bağlı olarak ortaya çıkmaktadır(38,39).

Meyve suları ve meyve ile tatlandırılmış içecekler, meyveden salınan organik asitleri (portakaldan sitrik asit, üzümünden tartarik asit, elmadan malik asit gibi) içerirler. Asitli içeceklerde bu asitlerin tek başına ya da birlikte bulunması eroziv özellik göstermelerine sebep olmaktadır(39).

Mineralli içecekler diğer meyve suyu bazlı içeceklerle oranla daha güvenliyken son zamanlarda tatlandırıcı olarak yapılarına katılan meyve asitleri (sitrik asit) saf mineralli içeceklerle göre daha eroziv olmalarına neden olmaktadır. Bazı bitki çayları özellikle de kuşburnu ve limon çayları, şarap başta olmak üzere alkollü içecekler,

meyve suları, sirke, yoğurt, turşu ve sosların aşırı tüketimi de erozyonu arttırmaktadır(39,40).

b) Yiyecek ve içeceklerin Asit Değeri

Mine için kritik pH değeri 5.5'dur ve pH'sı 4'ün altında olan asidik ürünler erozyona neden olmaktadır(41). Yumuşak içecekler çeşitli asitleri içerirken karbonatlı içecekler ise karbonik asiti içermektedir(42). Minenin çözünmesinde pH değerinin yanı sıra H⁺ konsantrasyonu da önemlidir. Yüksek pH ve düşük H⁺ yoğunluğu daha az erozyon oluşumuna neden olmaktadır. İçeceklerin sıcaklığının artması da erozyonu arttırmaktadır(43,44).

c) Tüketim Sıklığı

Yetişkinlerde günde iki kezden fazla turunçgil ve meyve suyu tüketiminin, haftada bir ya da daha fazla enerji içeceği tüketimi dental erozyonu arttırmaktadır. Çocuklarda ise öğünler arası ve gece gec saatlerde meyve suyu tüketimi tükürük miktarının azalmasına bağlı olarak erozyonu arttırmaktadır(38,40).

d) İçme Alışkanlığı

İçeceklerin ağızda tutularak, köpürtülerek ya da emilerek içilmesi erozyon miktarını etkilemektedir. Pipet yardımıyla içeceklerin tüketilmesi erozyonu azaltmaktadır(42).

2.3.2.3. İlaçlar ve Ağız Bakım Ürünleri

Yapılan çalışmalarda vitamin-C tabletleri ve demir preparatlarının özellikle çiğnenerek alındıklarında yüksek eroziv potansiyel gösterdikleri belirtilmiştir. Ağız bakım ürünleri de dental erozyona neden olabilmektedir. Etilendiamintetraasetik asit (EDTA) içeren diştaşı oluşumunu engelleyen gargaraların minede eroziv etkiye sahip olduğu bulunmuştur. Buna EDTA'nın kalsiyum iyonunu bağlama yeteneği neden olmaktadır. Ticari ağız gargaralarının pH'sı 3.4-8.3 arasında olduğundan bu ürünleri kullanan ve tükürük akışı azalmış olan bireyler erozyona daha yatkındırlar(45,46).

2.3.2.4. Yaşam Tarzı

Asitli yiyecek ve içeceklerin aşırı tüketimi dental erozyonu arttırmaktadır. Günümüzde bireyler sağlıklı yaşam amacıyla egzersizle beraber sebze ve meyve tüketimine yönelmektedir. Egzersiz esnasında sıvı kaybı artmakta bu da tükürük miktarını azaltmakta bu nedenle de düşük pH'lı ve şekerli içeceklerin tüketimi artış göstermektedir. Tüm bunların sonucunda erozyon artmaktadır(39,47).

2.3.3. Dental Erozyona Neden Olan İç Kaynaklı Faktörler

a) Gastrik Reflu

Midenin asiditesi $\text{pH} \leq 1$ 'in altında olduğu için gastroözofaringeal reflü (GER) hastalarındaki gibi mide içeriğinin ağıza gelmesi ağızda iç kaynaklı asidin en yaygın sebebidir. GER hastaları düşük tükürük tamponlama kapasitesine sahip oldukları için bu hastalarda daha şiddetli erozyon lezyonları oluşmaktadır(48–50). Dental erozyon görülen bir hastada refluden şüphelenildiği zaman gerekli önlemler alınmalıdır. Acı toz biber ve soğan gibi reflüye neden olan yiyecekler diyetten çıkarılmalı ve reflü atakları sürerken hastanın diş fırçalamaya ara vermesi gerekmektedir. Ayrıca ağız ortamını tamponlamak için hastaya bikarbonat içerikli sakız çiğnemesi önerilebilir(33,49).

b) Kusma

Kusma herhangi bir uyarıcı olmadan ortaya çıkabileceği gibi ilaç gibi uyarıcılarla da oluşabilir. Uzun süre devam etmesi durumunda dental erozyona sebep olabilir. Günümüzde anoreksia nervosa ve bulimia nervosa gibi yeme bozukluklarında görülen kusma sonucu üst keser ve birinci büyükazı dişlerinde erozyon olduğu gözlenmektedir. Bu hastalarda diş tedavilerinden önce davranışların düzenlenmesi gerekmektedir(51).

2.3.4. Dental Erozyonu Etkileyen Faktörler

Erozyon lezyonlarının büyüklüğü ve yayılması bireysel özelliklere bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Bunlar eroziv sıvının ağıza alınması, sıvının dişlerle teması ve

temas süresi olarak adlandırılabilir. Ayrıca dudak yanak hareketleri, yutma alışkanlıkları ve tükürük de erozyon miktarını etkilemektedir(48).

a) Tükürük

Dental erozyondan koruyucu etkiye sahiptir. Bu nedenle önemli bir bileşendir. Tükürük pelikül seçici bir membran gibi davranarak asitleri tamponlar ve nötralize eder, aynı zamanda asidik sıvının temizlenmesinde de rol alır. Aside bağlı demineralizasyona karşı koruma sağlar. Pelikül kalınlığı ağızın her bölgesinde aynı olmadığı için erozyon miktarı da bölgesel olarak farklılık gösterir. Tükürüğün uyarılmış olması erozyonu doğrudan etkilemektedir. Uyarılmamış tükürük pH'sı 5.3 iken uyarılmış tükürük pH'sı 7.8 dir. Uyarılmış tükürük daha koruyucudur. Tükürüğün miktarının azalması da erozyonun artmasına sebep olmaktadır(52,53).

b) Oral Hijyen Uygulamaları

Ağız hijyeni iyi olan bireylerde erozyona sık rastlanmaktadır bunun nedeni dişleri koruyan pelikülün diş macunu içerisindeki abrazyivler tarafından kaldırılmasıdır. Eğer mine ya da dentin asidik atakla demineralize olduysa yapılacak olan diş fırçalama doku kaybını arttıracaktır aynı şekilde diş fırçalamanın hemen ardından asitli içecek tüketimi de pelikül ortadan kaldırıldığı için erozyonu arttıracaktır(54).

2.3.5. Rezin İçerikli Yapay Diş Materyallerinin Erozyonla İlişkisi

Düşük pH değerli içecek solüsyonlarının olumsuz etkileri sadece diş yüzeyleri ile sınırlı değildir. Rezin esaslı materyallerin bozulmasını da hızlandırdıkları belirtilmiştir. Restorasyon materyallerinin klinik performansı erozyondan etkilenmektedir. Daha önce gerçekleştirilen çalışmalar, asidik atağın, CİS'lerin, poliasit modifiye kompozitlerin ve kompozit rezinlerin aşınma, yüzey ve fiziksel özellikleri üzerinde olumsuz etkilere sahip olduğunu ortaya koymuştur. Erozyonun etiyolojisinde yiyecek ve içeceklerin rolü birçok çalışmada araştırılmış ve sitrik asit, malik asit ve fosforik asit içeren asitli içeceklerin erozyon potansiyelini arttırdığı rapor edilmiştir(51,55).

2.4.Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, materyallerin kendi yapılarından ya da elde edilme süreçlerinden dolayı yüzey dokularında oluşan düzensizlikler olarak tanımlanır(56).

Hareketli protezler yapılırken kullanılan akrilik ve kompozit içerikli rezin dişlerde aşındırmalar yapıldıysa uygun bir bitirme ve parlatma işlemine tabi tutulmaları gerekir. Rezinlerin yüzey özellikleri parlatma yöntemlerine bağlı olarak farklılıklar gösterebilir(57). Hastanın memnuniyeti ve konforu, estetiğin tatmin edici olması ve ağız hijyeni için yüzey pürüzlülüğünün minimize edilmesi çok önemlidir(58).

Düzgün ve parlak bir yüzey dental materyallerin estetiği için olmazsa olmazdır. Ayrıca bu görüntüyü uzun bir süre boyunca devam ettirmesi gerekmektedir. Estetik bir görüntünün yanı sıra pürüzsüz bir yüzey renklenmenin de az olması demektir. Yine bunlara ek olarak plak retansiyonu da az olacaktır. Yüzeyin düzgün ve pürüzsüz olması sürtünme katsayısını azaltacağı için aşınmaların da buna bağlı olarak azalması beklenir(59). Kullanılan materyalin fiziksel direnci yetersiz olursa oral şartlarda çözülmeye uğrayabilir ve yüzey pürüzlülüğü de buna bağlı artış gösterebilir(60).

2.4.1.Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için çeşitli yöntemlerden faydalanılmaktadır. Başlıca yöntemler; yüzey profili analizi (Profilometre), tarayıcı elektron mikroskobu (SEM), Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ve Taramalı Uç Mikroskobu (STM) ile yapılan yüzey pürüzlülüğü yöntemleri olarak özetlenebilir(61).

2.4.1.1.Profilometre Analizi

Profilometreler mekanik ve optik olmak üzere ikiye ayrılır.

Mekanik Profilometreler

Mekanik profilometreler ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılırken belirli boyutlara sahip elmas uçlar örnek yüzeyine temas ederek yüzeyi taramaktadır. Yapılan ölçüm

iki boyutludur. Cihazın ucu örnek yüzeyinde belirli bir hızla gezmektedir. Pürüzlülüğe bağlı olarak kaydedici ucun yapmış olduğu dikey hareketler elektriksel akım farklılığına neden olmaktadır ve bu farklılıklar yüzey profili olarak kaydedilerek yüzey topografyasını yansıtan değerler hem grafiksel hem de rakamsal olarak ifade edilebilmektedir(62).

Yüzeylerin profilometre ile analizinde Ra, Rz ve Rpm gibi parametreler elde edilir ve kullanılır. Rz parametresi art arda gelen beş parçanın ortalama tepe-vadi yüksekliğini göstermektedir. Rpm, örnek yüzeyinde art arda gelen beş parçanın ana derinlik seviyesini vermektedir ve yüzey profilinin şekli hakkında da bilgi vermektedir(63). Ra değeri ölçüm yüzeyinin uzunluğu boyunca görülen pürüzlülük değerlerinin tamamının aritmetik ortalamasını göstermektedir. Ra değeri yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinden en belirleyici ve materyalin karakteristiğini en iyi yansıtan değer olduğu için en sık kullanılan parametredir(64).

Optik Profilometreler

Optik profilometreler mekanik profilometrelerden farklı olarak örnek yüzeyine temas etmeden ölçüm yaparlar. Optik ışın yardımıyla üç boyutlu olarak örnek yüzeyini tarayarak çalışırlar. Cihazın çalışma prensibi kendi içindeki referans ile örnek yüzeyindeki noktalar arası mesafeyi ölçmeye dayalıdır. Cihaza ait optik parçaların hassasiyeti 100 µm' lik alandaki birkaç nanometrelik çözünürlüğe ulaşabilmektedir(64). Cihaz kendi içindeki referans ile yüzeydeki noktaların arasındaki mesafeyi ölçerek çalışmaktadır. Pürüzlülük değerinin minimal olduğu durumlarda mekanik profilometreler yerine optik profilometrelerin kullanılması daha uygun olmaktadır (84).

Optik profilometrelerin 3 boyutlu yüzey topografisi sunarak yüzeyin doğal karakteristiğini ve materyalin kendi yapısından kaynaklanan mikro pürüzlülükleri saptayabildiğini mekanik profilometrelerin ise daha çok polisaj işlemlerinin sebep olduğu yüzey pürüzlülüğü değerlerini saptadıkları belirtilmiştir(92).

2.4.1.2.Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM’de görüntü alma işlemi; yüksek hızda hızlandırılan elektronların incelenen materyalin üzerine gönderilmesiyle elde edilmektedir. Örneğin üzerine gönderilen ışınlar örnek tarafından saçılıma uğrarlar. Elektron akışının sürekli devam etmesi için incelenen materyalin iletken hale gelmesi gerekmektedir. Örnek yüzeyleri 20-1000 nm kalınlıkta Altın (Au) ve Palladyum (Pd) ile kaplanarak bu sağlanmış olur (65).

SEM sıklıkla bir yüzeyde çizikleri ve bir takım bozuklukları görüntülenme amacıyla kullanılır ancak yüzey topografisinin belirlenmesinde ve üç boyutlu yüzey yapısının görüntülenmesinde belli sınırlar dahilinde sonuçlar verir(66).

2.4.1.3.Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM’ nin çalışma prensibinde temelde silikon veya nitrit ile kaplı keskin bir iğne ucunu, piezo elektrik kontrol elemanları aracılığıyla incelenen yüzeyde üç boyutlu olarak(x,y,z eksenleri) hareket ettirilmesi ile ölçüm yapılır(63).

AFM ucu yüzeyi tararken, AFM uç ve yüzey arasındaki etkileşimleri kaydeder. Elde edilen görüntüler tarayıcı uç ile örnek arasındaki Van der Waals ve elektrostatik kuvvetler gibi kuvvetlerin çokluğunun toplamıdır. Analizde, atomik boyutlarda inceltirilmiş bir iğne ucu ile yüzeyin üç boyutlu çözünürlüklü görüntüsü sağlanır. AFM analizinde üç farklı teknik kullanılmaktadır; iğnenin yüzeye temas ettirilerek uygulandığı temas yöntemi (çekici mod), iğnenin yüzeye temas etmediği temassız yöntem (itici mod) ve iğnenin yüzeye vurularak uygulandığı vurma yöntemi (tıklatma modu). AFM analizi yüzey görüntülenmesi ile yüzey pürüzlülüğü gibi kantitatif ve yüzey görüntüleri gibi kalitatif bilgiler saptanabilmektedir. AFM’nin konvansiyonel tekniklere göre 3 boyutlu ölçüm yapması, vakum veya örnekler için özel bir işlem (kaplama vb) gerektirmemesi gibi avantajları vardır. Ancak tarama hızının düşük olması, tarama alanının küçük olması ve tekrarlanan ölçümlerde aynı sahayı bulma zorluğu ise dezavantajlarıdır(67,68). Bunlara ek olarak ölçümlerin uzun zaman alması ve pahalı bir yöntem olması da diğer bir dezavantajdır.

2.5. Diş Hekimliğinde Renk Kavramı

Renk, ışık enerjisinin bir cisimle karşılaştıktan sonra ortaya çıkan yansımalarının bir gözlemci tarafından algılanması sonucu oluşur(69). 400 nanometre(nm) dalga boyuna sahip ışık mor renk, 700 nm dalga boyuna sahip ışık kırmızı renktir. Mavi yeşil ve sarı renkler bu iki dalga boyu arasında bulunmaktadır(70). Renk algısını oluşturan üç bileşen; ışık kaynağı, gözlenen cisim ve gözlemcidir(71).

Renk algısının temelinde ışık vardır. Işığın yetersiz olduğu yerde renk algısı zayıflar, objeler renkli görünemez. Retinada bulunan koni hücreleri renkten sorumludur ama rengi algılayabilmeleri için gerekli olan bir eşik değeri vardır bu değeri aşılamazsa renk algılanmaz(72). Rengin oluşması için gelen ışığın yüzeyde kırılması, yansımaları veya emilmesi gerekmektedir(73).

Işık Kaynağı

Elektromanyetik spektrumun görülebilen kısmı 400-700nm aralığıdır. Kullanılan ışık kaynakları da spektrumda bulunan değişik dalga boylarını içerdiklerinden dolayı renk algısının oluşmasında rol almaktadırlar(74).

Cisim

Cisimlerin üzerlerine gelen ışığı yansıtma ve soğurma eğrileri grafiksel bir eğridir. Oluşan rengi tanımlamanın sayısal bir yoludur. Cisimler arasındaki renk farklılığı yansıyan veya absorbe edilen enerji miktarlarıyla orantılıdır. Bir cisim hangi dalga boyunu daha çok yansıtıyorsa o renk olarak algılanır. Mavi rengi daha çok yansıtıyorsa mavi olarak algılanırken, kırmızı rengi diğer renklere oranla daha çok yansıtıyorsa kırmızı algılanır(75).

Gözlemci

Gözlemci renk algısının son bileşenidir. Bilindiği gibi, göze gelen ışık- renk dalgalarındaki titreşimleri retina üzerinde bulunan reseptörlerle algılanır ve renk

sinirleri aracılığıyla beyne gönderilir ve bunun sonucunda renk kavramı oluşur. Yansıyan ışık retina üzerine geldiğinde, ışığa duyarlı sinir hücreleri olan çubuk ve koni hücreleri bu ışığı algılar. Çubuk hücreleri, incelenen nesnenin biçimini siyah-beyaz olarak yani açık-koyu algılarken, koni hücreleri yalnızca kırmızı, mavi veya yeşil ışığa duyarlı olan 3 tür hücreden meydana gelir ve nesnenin renklerini oluştururlar. Bu iki hücreden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesi sonucunda beyinde renkli bir görüntü oluşur(76).

Tablo 2. 1. Renklerin Dalga Boylarına Göre Dağılımı

Renk Çeşidi	Dalga Boyu(nm)
Mor	380-450
Mavi	450-490
Yeşil	490-560
Sarı	560-590
Turuncu	590-630
Kırmızı	630-780

Işık kaynağı, nesne ve gözlemci dışında renk algısını etkileyen diğer kavramları şöyle özetleyebiliriz(10).

- Işık şiddeti
- Renk reseptörlerinin yorgunluğu
- Cinsiyet
- Yaş
- Hafıza ve kültürel geçmiş

Diş hekimliğinde renk seçimi oldukça önem arz eden bir konudur. Renk algısı kişiden kişiye değişebilen sübjektif bir durum olduğu için deneyim ve tecrübe klinikte doğal dişe en yakın rengin seçiminde oldukça başarılı sonuçlar alınmasını sağlar(77).

Bir dişin rengini belirlerken şunlar önemlidir;

- Işık kaynağının doğal veya yapay olması enerji dağılımı açısından fark yaratacaktır.
- Dişin spektral karakteristiği, kendisine gelen ışığı emebilir veya yansıtabilir.
- Gözlemcinin göz hassasiyeti.
- Dişin renginin belirlendiği ortam şartları(78).

2.5.1. Diş Hekimliğinde Renkle İlgili Kavramlar

Opasite

Bir cismin üzerine gelen ışığı engellemesi veya ışığın geçişine izin vermemesi opasite olarak adlandırılır. Üzerine gelen ışığın tümünü yansıtan cisimler beyaz görünürken hepsini soğuran cisimler ise siyah görünürler(71).

Opalesans

Kısa dalga boyuna sahip ışık yayan materyaller opalesans olarak adlandırılır. Bu materyallerin görünür ışık dalga boyundan daha düşük ışıkları yansıtma sebebi içerisinde bulunan yüksek ışık kırma özelliğine sahip partiküllerdir. Sahip oldukları bu özellik sayesinde yansıyan ışıktaki mavimsi-beyaz görünürlerken; iletilen ışık varlığında turuncu-kahverengi olarak görünürler(71). Diş opalesans özelliğini veren yapı mine tabakasında bulunan hidroksiapatit kristalleridir(79).

Transluseri

Bir materyal eğer üzerine gelen ışığın geçmesine izin veriyorsa transluser olarak adlandırılır. Kavram olarak transluserlik ışığın geçirilmesi olarak özetlenirken; transparanlık ve opasite arasındaki bir dereceyi ifade etmektedir. Diş hekimliğinde kullanılmakta olan porselen, kompozit ve akrilik materyallerin pek çoğu doğal bir diş görünümünü sağlayabilmek amacıyla transluser özelliktedir(71). Materyalin transluserliği ne kadar fazlaysa o kadar açık renge sahip olur ve arkasında bulunan rengi olduğu gibi yansıtacaktır. Seramik materyallerde transluseri kalınlığa, fırınlama sayısına ve iç yapıdaki bileşenlere bağlı olarak artıp azalabilir(80).

Transparanlık

Transluserentliğin çok olması durumunda gelen ışığın tamamen arka tarafa geçebiliyor olması transparanlık olarak adlandırılır. rnek olarak cam verilebilir. Diş hekimliğinde n grup dişler restore edilirken doğal görünüm oluşması için kesici kanarlarda transparan özellik olması istenir. Burada amaç doğal minenin sahip olduğu transparan zellliğin taklit edilmesidir(69).

Metamerizm

Diş hekimliği terimi olarak metamerizm bir cismin renginin farklı ışıık kaynakları altında farklı algılanmasıdır. Doğal bir ışıık olan güneş ışığı da günün farklı bölümlerinde farklı görünmektedir; sabah erken saatlerde ve akşamüstü kırmızı-turuncu iken, öğlen saatlerinde mavi olarak görünmektedir(81).

Doğal diş minesi ve dental restorasyonun sahip oldukları spektral yansıma eğrileri birbirinden farklı olduğu için metamerizm olayı ortaya çıkmaktadır, bunu önlemenin yolu renk seçimi yaparken en basit renk kombinasyonlarını farklı ışıık kaynakları altında seçtikten sonra gün ışığı altında son kontroller yapılmalıdır. Hekim ve teknisyenin aynı ışıık kaynağını kullanması da metamerizmin önlenmesi için önerilmektedir(82).

2.5.2. Renk lm Sistemleri

Renk parametrelerinin belirlenmesi amacıyla renk sistemlerinden faydalanılır. Renk sistemleri hem eğitim amaçlı hem de renk üretimi aşamasında endüstride kullanılmaktadır. Çok geniş spektrumları içinde barındaran bu sistemler geçmiş olduğumuz yüzyılda geliştirilmiştir(83).

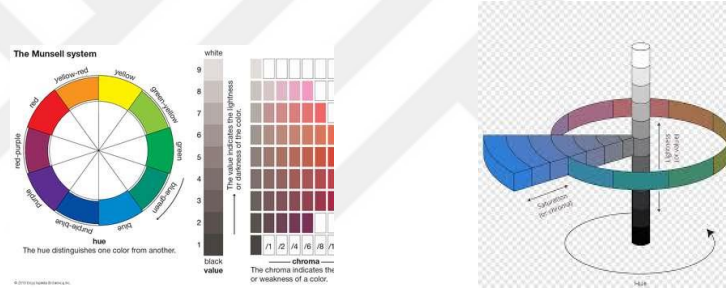
Tablo 2. 2. Yıllar İçinde Renk Sistemlerinin Gelişimi

Tarih	Sistem	Geliştiren Kişi
1905	Munsell renk sistemi	Munsell
1916	Otswald renk sistemi	Otswald
1931	CIE sistemi	Comm. Int. I'Eclairage
1955	DIN sistemi	Richter
1962	NCS	Hard ve Sivik
1968	Coloroid renk sistemi	Nemcsisc
1976	CIE L*a*b sistemi	Comm. Int. I'Eclairage

Diş hekimliğinde güncel olarak en çok kullanılan ve objektif bir şekilde rengin algılanmasını sağlayan renk sistemleri; Munsell ve CIE L*a*b sistemidir(84). Munsell renk sisteminde renkler sayısal değerler verilerek tanımlanmaktadır. CIE L*a*b* (Comission Internationale de L'Eclairage) renk sistemi de Munsell renk sistemine ilave olarak yine dünya genelinde güvenilirlik kazanmış ve doğruluğu kabul edilmiş bir sistemdir(77).

2.5.2.1.Munsell Renk Sistemi

Amerikalı ressam Albert H Munsell tarafından 1900' lü yılların başında geliştirilmiş ve diş hekimliğinde de kullanılabileceği öngörülmüştür(79). Munsell renk sistemi bilinen en eski renk sistemidir ve renklerin üç boyutlu organizasyonunu ortaya koymaktadır. Munsell'in renk sistemi için geliştirdiği şema küre veya silindire benzetilmektedir. Şemada renklerin hangi özelliklerine göre yerleştirildiğinin bilinmesi sistemi anlamayı kolaylaştıracaktır. Silindirin en merkezi konumunda renksiz ışınlar bulunmaktadır. Silindirin en üstünde beyaz ışık yer alırken tabanda ise en koyu yani siyah renk yer almaktadır. Her rengi hue, chroma ve value olarak üç temel özellikle belirtir(85).



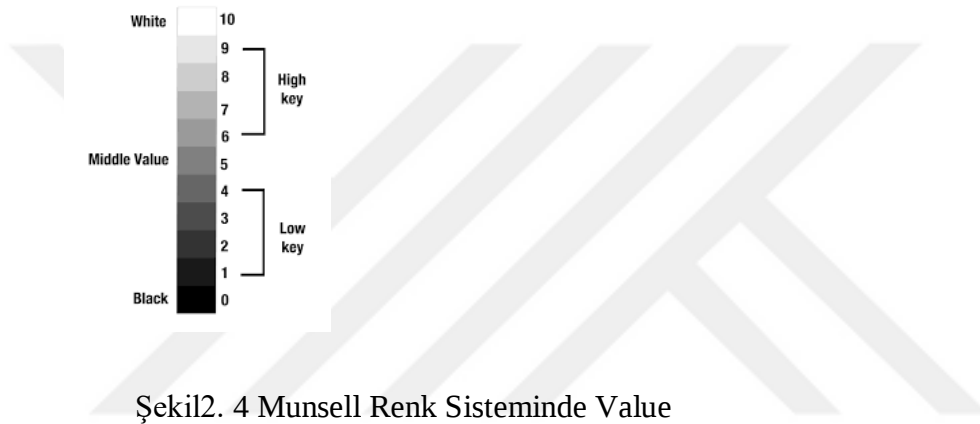
Şekil2. 3Munsell'in Renk Şeması I, Munsell'in Renk Şeması II

Hue (Renk Tonu)

Hue, cismin hangi renk olduğunu belirten kavramdır yani renk çeşidini belirtir(86). Bir rengin diğerinden ayırt edilmesini sağlayan niteliği o rengin renk tonu (hue) dir. Nesneyi mavi, kırmızı veya yeşil olarak adlandırmaya yarayan özelliğidir. Munsell'in yapmış olduğu renk çemberinde 10 adet hue (renk çeşidi) bulunmaktadır. Bunlar: kırmızı (R), sarı-kırmızı (YR), sarı (Y), yeşil (G), yeşil-sarı (GY), mavi (B), mavi-yeşil (BG), mor-mavi (PB), mor (P) ve kırmızı-mor (RP) şeklindedir(85).

Value (Renk Değeri)

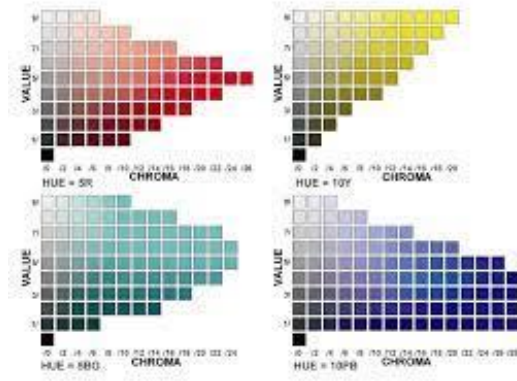
Bir rengin açık veya koyu olduğunu belirten aynı zamanda parlak mı mat mı olduğunu da gösteren özelliği value olarak adlandırılır. Munsell'in silindir şeklindeki şemasında en üst kısım saf beyazı temsil ederken en alt kısım saf siyahı gösterir. Sayısal değer olarak ise beyaz 10 ile gösterilirken siyah 0 ile gösterilmektedir. Silindir tabanından tepeye doğru gittikçe değişen gri tonlar rengin value değerini göstermektedir. Daha büyük value demek daha açık renk demektir tam tersi durumda value değerinin düşük olması rengin daha koyu olması demektir(10).



Şekil2. 4 Munsell Renk Sisteminde Value

Kroma (Renk Yoğunluğu)

Kroma kısaca rengin doygunluğu anlamına gelir. Kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayırmaya yarar. Rengin saflığı ve berrak olması olarak da adlandırılmıştır. Kroma değerleri, akromatik veya gri=0, yüksek oranda doymuş renk=18 arasında değerler almaktadır(10).



Şekil2. 5. Munsell renk sisteminde chroma

Munsell renk sistemi bu üç özelliği(hue, value, chroma) kullanarak renkleri numaralandırmaktadır. Bu sistemde renkler H V/C şeklinde ifade edilir.

2.5.2.2. CIE L*a*b* Renk Sistemi

1970’li yıllarda “Commision de l’Eclairage” tarafından, CIE L*a*b* renk sistemi geliştirilmiş ve birçok ülkede güncel olarak yaygın kullanılan bu sistem standart olarak kabul edilir(87). Bir rengin uyarımında bir değişiklik oluyorsa, gözlemci bir süre sonra renkte farklılık olduğunu algılayacaktır. CIE L*a*b* renk uzayının en belirgin özelliği renk sisteminin algılama yönünden düzgün bir değişim gösteriyor olmasıdır. CIE L*a*b* renk sistemi, Munsell renk sistemi üzerine kuruludur. Bu sistemde rengin üç boyutu bulunmaktadır(86). Munsell renk notasyonu ile oldukça benzerdir bunun yanında Munsell’ göre avantajı klinik olarak yorum yapmayı sağlaması ve renk farklılıklarını da tanımlayabiliyor olmasıdır(84).

CIE L*a*b* standart renk sistemi rengin koordinatlarını tarif eden üç farklı eksenenden oluşmaktadır. Bu eksenler L*, a* ve b* sembolleriyle gösterilir. Bu üç koordinatın kesişim yeri, cismin renk değerini gösterir. Bu sistemde bulunan L* koordinatı Munsell sistemindeki Value değeri ile orantılı olarak rengin açıklığını-koyuluğunu veya siyah-beyaz karakterini gösterir. L* parametreleri dikey eksen

üzerinde bulunur, açık renkler L* dikey ekseninde daha yukarıda ve daha yüksek değere sahipken koyu renkler eksenin daha alt kısmında ve daha düşük değerdendirler. Saf siyah renge ait L* değeri 0 iken saf beyaz rengin L* değeri 100'dür. CIE L*a*b* sisteminde a*b*, Munsell sistemindeki Hue ve Chroma değerleri ile orantılıdır. a* parametreleri yatay ekseninde olup, bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değeri arttıkça renk kırmızıya doğru kayarken azaldıkça yeşile kayar. b* parametreleri de a* yatay eksenine dik olan yatay ekseninde olup yine cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki koordinatlarını göstermektedir. Değeri arttıkça renk sarıya azaldıkça maviye kayar. a*b* koordinatlarının 0 değerleri nötral renkleri (beyaz, gri) verirken bu değerlerin artması rengin daha yoğun ve doygun olduğunu göstermektedir(87).

CIE Lab renk sisteminin avantajı renk aralıklarını eşit mesafelere bölerek düzenlemiş olması ve görsel algıdaki seçiciliği sağlayarak klinik ortamında renk farklılıklarının ortaya çıkarılmasını sağlamasıdır(75). CIE L*a*b* renk sistemi, tüm ışık kaynaklarının standardizasyonu sağlandığından dolayı insan renk algısından doğabilecek farklılıkları engellemiş olur(88). İki renk algısı arasındaki renk farklılığı (ΔE) ile gösterilir ve aşağıdaki formül yardımıyla bulunur(89).

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

$$\Delta E_{2-1} = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_2 - L_1)^2 + (a_2 - a_1)^2 + (b_2 - b_1)^2]^{1/2}$$

ΔE formülünde yer alan L1, a1 ve b1 ilk ölçüm değerleri iken, L2, a2 ve b2 ise ikinci ölçüm değerleridir. ΔE değeri, aynı ya da farklı örneklerin zaman içindeki L*, a*, b* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını belirtmektedir. Renkte meydana gelen değişimin insan gözüyle algılanabilmesi için ΔE değeri 1 in üstünde olmalıdır. 1 ile 3,3 aralığındaki değer ise klinik olarak fark edilebilir kabul edilmektedir. Dental materyallerle yapılan renk çalışmalarının bir kısmında ΔE değerinin 3,7 den büyük olması klinik olarak kabul edilemez bulunurken bir kısım çalışmada ise 3,3 üstü değerler kabul edilemez olarak değerlendirilmiştir(90).

Dişlerde meydana gelen renk değişimleri daha çok insizal ve gingival bölgelerde ortaya çıkmaktadır. Deneylerde bu yüzden dişlerin orta bölgelerine odaklanmak daha doğru olacaktır hem orta yüzeyler daha düzgün yüzeyler oldukları için çalışmaların sabitlenmesi de kolaylaştırılmış olur. Renk ölçümü yapılırken farklılıkların doğru değerlendirilebilmesi için kullanılan cihazların standart sapması düşük olmalıdır(70).

Tablo 2. 3. Klinik Renk Toleransı (O'Brien (2008)'a göre)

Renk Farklılığı (ΔE)	Klinik Renk Eşlemesi
0	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi (Renk değişimi görsel olarak fark edilmiyor)
1-2	İyi (Kısmen fark edilir)
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Uyumsuz

Günümüzde kullanılan renk sisteminin yanında CIE, 1931 yılında aydınlatma koşulları ile ilgili bir sistem de önermiştir. Bu sisteme göre; parlak ışık (A), direkt güneş ışığı (B) ve ortalama gün ışığı (C) şeklinde üç farklı standart aydınlatma koşulu kullanılarak çalışılmıştır. B ve C tipi aydınlatıcılar floresan malzemelerin renk ölçümlerinde başarısız bulunmuşlardır. Günümüzde kullanımı halen devam eden A ve C tipi aydınlatıcılar vardır. A sınıfı aydınlatıcı ev tipi tungsten aydınlatmaya karşılık gelmektedir. Oluşan ışığın rengi sarımsı-kırmızıdır. Son geliştirilen aydınlatıcılar D sınıfı olarak adlandırılmışlardır, oluşturdukları ışığın rengi az bulutlu bir günün öğle saatlerindeki gün ışığına yakındır(75).

2.5.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Ölçüm Yöntemleri

Görsel olarak renk ölçümü ve aletle renk ölçümü olarak ikiye ayrılmaktadır. Görsel yöntem daha subjektiftir ve kişiden kişiye değişir. Aletle renk ölçümünde ise sonuçlar daha objektif olmanın yanı sıra daha hızlı ve pratik olarak elde edilir(87).

Görsel Renk Ölçümü

- En sık kullanılan yöntem renk skalaları kullanılarak yapılan renk ölçümüdür.
- Bu yöntemde ölçümün tutarlılığını etkileyebilecek pek çok faktör vardır.
- Ortamı aydınlatan ışığın spektral özellikleri ve şiddetine bağlı faktörler
- Renk seçimi yapan bireyin beceri, deneyim, cinsiyet, yaş ve renk reseptörlerinin yorgunluğu gibi bireysel varyasyonları ve ruhsal durumu
- Renk seçiminde kullanılan renk tablalarının doğal dişe ait tüm renkleri barındıracak yeterlilikte olması
- Renk tablasındaki örneklerin, renk düzlemlerine göre sistematik yerleştirilmemesi(91).

Renk Skalaları

Renk skalaları görsel birer rehber olarak fonksiyon görürler. Doğru bir ışık altında gözler yorulmadan çevresel şartların nötr olduğu ortamlarda doğru renk seçimi yapılabilir. Günümüzde en çok kullanılan renk skalaları;

- Vita Classic (Vita, Bad Sackingen, Germany),
- Vitapan 3D-Master (Vita),
- Chromascop (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein),

Günümüzde en çok tercih edilen renk seçme yöntemi renk skalalarının kullanımı olmasına rağmen doğal dişlerin floresans ve opalesans özelliklerinin yakalanamaması, minenin translüsens miktarının tam anlamıyla belirlenememesi, mine yapısının ve kalınlığının hesaba katılamaması ve en önemlisi objektif bir değerlendirme yapılamaması renk skalalarının kullanımını sınırlandırmaktadır(92).

Aletsel Renk Ölçümü

Bu amaçla kullanılabilecek malzemeler;

- Kolorimetreler
- Spektrometreler

- Spektrofotometreler
- Dijital fotoğraf makineleridir (Kim-Pusateri ve ark., 2009; Chu ve ark., 2010).

Cihaz yardımıyla yapılan renk seçimleri çevresel şartlardan etkilenmemesi ve tekrarlanabilir olması dolayısıyla avantajlıdır. Bununla birlikte daha maliyetli bir yöntem olması ve cihaz kalibrasyonu iyi değilse yanlış sonuç verme gibi dezavantajları vardır(87).

Kolorimetre

Kolorimetre ile renk ölçümünde ışığın dalga boyu ve yoğunluğu önemlidir. Rengin sayısal olarak değerlendirilmesini sağlar. Gözdekine benzer bir şekilde ışık filtreleri kullanılarak kırmızı, mavi ve yeşil ışık filtreleri yardımıyla rengin çözülmesini sağlar. Cisme gelen toplam ışık miktarı fotodiyot filtreler yardımıyla kaydedilirken cisimden yansıyan ışınlar ise bir sensör yardımıyla kaydedilir(93).

Kolorimetre cihazı spektrometre ve spektrofotometreye göre daha kolay kullanım ve maliyetin az olması gibi avantajlara sahipken filtrelerinin zamanla eskimesi dolayısıyla tutarlılığı ve sürekliliği zayıflamaktadır. Metamerizm olayının miktarının belirlenmesinde kullanılamaması da bir diğer dezavantajdır(94).

Transüsent materyallerde renk ölçümü yapılırken ışığın kırılıp dağılması sebebiyle sonuçlar hatalı olabilmektedir örnek olarak gerçek dişle aynı renkteki restorasyonun rengi kolorimetrede farklı sonuç verebilir buna “edge loss” adı verilmektedir(75). Edge-loss miktarı kullanılan ölçüm cihazından gelen ışığın boyutuna, doğrultusuna ve örneğin üzerinde bulunduğu platformun arka planına bağlıdır. Gölge oluşturmayacak şekilde ışık kaynaklarının yanı sıra büyük başlıklı ölçüm cihazı kullanılması edge-loss miktarını azaltacaktır(95).

Spektrofotometre

Yüzeyde renk ölçümü yapılırken en sık tercih edilen aletlerdir. Çalışma prensibi rengi ölçülmek istenen nesneden ve beyaz zeminden yansıyan ışığı 1-25nm aralıklarla gözle görülebilir bir spektrumda ölçmektir(80).

Dental araştırmalar ve klinik çalışmalarda porselen, restoratif rezin, yapay dişler, dental materyaller ve renk skalalarındaki renk değişiminin tespitinde amacıyla kullanılmaktadırlar(74). Metamerizm etkisini değerlendirebilirler. Kolorimetrelere göre daha uzun kullanım ömürleri vardır. Klinik şartlarında kolorimetreye göre daha avantajlıdırlar çünkü kolorimetre düz yüzeylerden ölçüm yapabilirken spektrofotometrelerde böyle bir zorunluluk yoktur(96).

Bir spektrofotometre üç ana elemandan oluşur:

- Işık kaynağı,
- Işık kaynağını cisme yansıtacak ve cisimden yansıyacak ışığı toplayacak bir araç (fiber optik uç)
- Geri yansıyan ışığın yoğunluğunu dalga boyu cinsinden hesaplayan bir spektrofotometre(97).

Spektrofotometre ile renk seçimi görsel renk analizi yöntemine göre üstündür. Paul ve arkadaşları spektrofotometrelerin 0.48 ΔE hata payı ile ölçüm yaptığını belirtmişlerdir. 2000’li yıllarda kullanıma giren VITA Easyshade spektrofotometre cihazı fiberoptik kablo yardımıyla ana üniteye bağlanan bir el aparatından oluşur. Cihazın diş yüzeyi ile temasta olan probunun çapı yaklaşık 5mm dir . Prob 19 adet 1 mm çapında fiberoptik demet içermektedir. lm işlemi sırasında diş, probun etrafında bulunan halojen lamba tarafından dairesel 0° açılı bir geometri ile aydınlatılmaktadır(97).

VITA Easyshade Compact, VITA Easyshade’ in ikinci jenerasyon ürünüdür. Kablosuz ve taşınabilir bir cihazdır. Diş yüzeyinin aydınlatmak için LED (light emitting diode) ışık kaynağı kullanan cihazın üreticileri, ölçümlerin aydınlatma koşullarından etkilenmeyeceğini belirtmişlerdir. Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre renk ölçümü verebilen cihaz, son 25 ölçümü kendi hafızasında saklayabilmektedir. 2013 yılında piyasaya sürülen VITA Easyshade Advance 4.0, Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master, Linearguide 3D-Master skalalarına göre renk ölçümü yapabilen cihaz, son 30 ölçümü kendi hafızasında saklayabilmektedir.



Şekil2. 6 Vita Easyshade ve Vita Easyshade Compact cihazları

Daha önce yapılan çalışmaların bir kısmında spektrofotometreler pahalı bulunmuş, kullanımı zor olarak belirtilmiş ve standardizasyonun zorluğundan bahsedilmiştir. Günümüzde CAD/CAM sistemlerinin gelişimi ve estetik beklentinin her geçen gün artıyor olması doğru renk belirleme yöntemlerini kullanmayı gerektirmektedir. Vita Easyshade, Vita Easyshade Compact (Vident, Brea, California) ve VITA Easyshade Advance 4.0 gibi kullanımı pratik spektrofotometrelerin piyasaya sürülmesi hem klinik kullanımı kolaylaştırmış hem de popüler skala değerlerini yansıttığından dolayı standardizasyon sağlanmıştır.

Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri

Son dönemde popüler hale gelmektedir. Renk ölçümü yapılan objenin tek bir kesitini değil de bir bütün olarak ele almayı sağlamaktadır(98). RGB değerleri CIE'nin XYZ değerleri ile eşleşmediği için ölçüm yapılırken kameranin RGB değerleri CIE'nin XYZ değerleri ile uyumlu hale getirilmelisi gerekmektedir. Dijital kamereyle renk ölçmek laboratuvar ve klinik arasında önemli bir bağlantı sağlamaktadır. Renk skalaları ile beraber alınmış olan fotoğraflar bu bağlantıyı daha da güçlendirmektedir. Fotoğraflarda dişlere ait opasite ve translusensi de daha güzel biçimde aktarılabilmektedir. Tüm bunlarla birlikte sadece kamerayla renk analizi çok etkili bir yöntem değildir(74).

2.6. Dental Materyallerde Mikrosertlik Kavramı

Bir materyalin lokal olarak etki eden deformasyona karşı durabilme yeteneği sertlik olarak adlandırılır(99). Bir diğer tanım ise materyallerin sürekli deformasyona veya penetrasyona karşı gösterdiği direnç olarak kabul edilir(41). Materyallerde sertlik ölçümleri yapılırken boyutları önceden belirlenen bir belli bir kuvvet ve belli bir süre dahilinde baskı yapar. Yüzeyde oluşan izin derinliğine ve alanına göre sertlik hesaplanır. İz azaldıkça materyalin sertliği artarken eğer iz büyük ise materyalin sertliği az demektir(100).

Yapay diş malzemeleri incelenirken aşınma direnciyle de alakalı olmasından dolayı sertlik kavramı dikkatle ele alınmaktadır(7). Yapay dişlerin mikrosertliğini belirlemek için diğer çalışmalara da uygun olarak Vickers sertlik testi uygulanmıştır. Rijit polimerlerin mikro sertliğini incelemeye Vickers geçerli bir cihazdır(101).

Suyun polimerler üzerindeki etkisi akrilik yapay dişlerin 90 gün süreyle suda bekletildiği bir çalışmada incelenmiş ve sonucunda vickers sertliklerinde azalma olduğu görülmüştür. Ortamdaki sıcaklığın artışına bağlı olarak da yine polimerlerin su emiliminin arttığı gözlenmiştir(102).

Mikro sertlik ölçüm yöntemleri Brinell, Knoop, Rockwell ve Vickers testleridir. Bu test yöntemlerinde deformasyona karşı yeterli dirence sahip uçlar kullanılmaktadır. Materyale bu uçlarla bastırılarak gösterdiği direnç ölçülürken, uçlar küresel veya konik şekilli olabilmektedir.

Sertlik ölçümlerinde materyal yüzeyinden birkaç kez ölçüm yapılarak ortalaması alınır. Ölçülen sertlik değeri arttıkça sertlik numarası da doğru orantılı olarak artar(103).

Çalışmanın amacı; farklı içeriklere sahip yapay diş materyallerinin farklı pH değerlerindeki sıvılarda bekletilmesinin yüzey pürüzlülüğü, renk ve mikrosertlik gibi fiziksel özelliklerinin değişimlerine etkilerini incelemektir. Çalışmamızın hipotezi; farklı pH değerindeki sıvılar, farklı içeriklere sahip yapay diş materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, renk ve mikrosertlik değerlerini etkilememektedir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamız Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 10.02.2021 tarihli 2021-02/21 no'lu etik kurul onayı alınmış olup Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar ve Projeler Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiştir. Çalışmamızın örnek hazırlama kısmı ve deney aşamaları Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji ve Uygulama Merkezi (CÜTAM) SEM Laboratuvarında, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Metalürji Mühendisliği Araştırma Laboratuvarında ve Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Nanoteknoloji Mühendisliği AFM Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi.

Bu in vitro çalışmada farklı pH değerlerindeki içeceklerde bekletme sonucunda renk, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlikte meydana gelen değişimlerin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan farklı içeriklere sahip yapay dişler Tablo 3.1'de, örneklerin bekletildiği sıvılar Tablo 3.2'de belirtilmektedir.

Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan yapay dişler ve içerikleri

Diş Materyali	Yapısal Özellikleri	Üretici Firma
İvostar	Polimetil metakrilat (PMMA)	
SR Vivodent DCL	Çift çapraz bağlı polimer ağı (DCL)	
SR Vivodent PE	İsosit (PMMA incileri ile birlikte çapraz bağ ile güçlendirilmiş inorganik mikro doldurucu kompozit resin	Ivoclar Vivadent (Schaan, Lihtenştayn)
SR Phonares II	Nano Hibrit Kompozit Resin (UDMA + inorganik doldurucular + silanlanmış silika inorganik doldurucu prepolimer + birleştirici PMMA)	

Tablo 3. 2. Çalışmada kullanılan içeceklerin içerikleri ve sahip oldukları pH değerleri

İçecek	İçerik	pH değeri
Kola (Coca-Cola İçecek A.Ş., İstanbul, Türkiye)	Su, şeker, karbondioksit, renklendirici, kola özütü, kafein, asitliği düzenleyici(fosforik asit	2.53
Kefir (Ülker İçim, Bursa, Türkiye)	Pastorize inek sütü, kefir kültürü	4.5
Portakal suyu (Coca-Cola İçecek A.Ş., İstanbul, Türkiye)	Konsantreden üretilmiş portakal parçacıklı portakal suyu(%100)su, aromalar	3.87
Yapay tükürük	Karboksimetil selüloz, xylitol, potasyum klorid, kalsiyum klorid, potasyum fosfat, potasyum tiosiyanat, distile deiyonize su	6.93

Çalışmamıza ait grupların örneklem büyüklüğü ve dağılımı Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'na danışılarak belirlendi. Bu çalışmada Cohen'in örneklem büyüklüğü hesaplamasına göre; yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik ve renk değişikliği ile ilgili $\alpha=0.05$, $\beta=0.20$ ($1 - \beta =0,80$) olarak alındığında testin gücü $p= 0,80301$ olarak bulundu. Her bir grup için 10'ar örnek olmak üzere toplamda 160 örnek hazırlandı. Elde edilen veriler SPSS 22.0 programına yüklenerek istatistiksel analizler yapıldı.

3.1. Grupların Oluşturulması

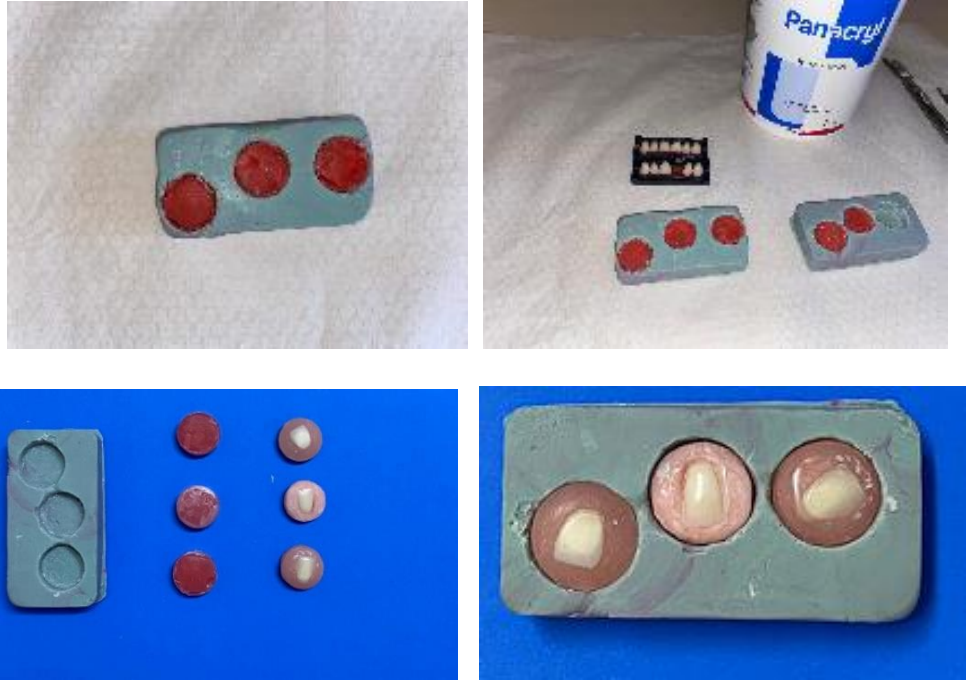
Yapay dişler kimyasal yapılarına göre; konvansiyonel akrilik rezin (Vivodent İvostar), güçlendirilmiş akrilik rezin (Vivodent DCL), mikro dolduruculu kompozit rezin (Vivodent PE) ve nano dolduruculu kompozit rezin (Vivodent Phonares II) dişler olarak gruplandırıldı. Bütün yapay dişler A1 renk tonunda seçildi, 4 farklı yapıdaki yapay diş grupları içinde İvostar kontrol grubu olarak seçilirken 4 farklı sıvı grupları içinden de yapay tükürük kontrol grubu olarak belirlendi. Her sıvı ortamı için her diş grubundan 10’ar tane örnek rastgele seçildi. Toplamda 160 adet üst santral (Tablo 3.3) diş kullanıldı.

Tablo 3. 3. Materyallere ve bekletildiği ortama göre oluşturulan çalışma grupları

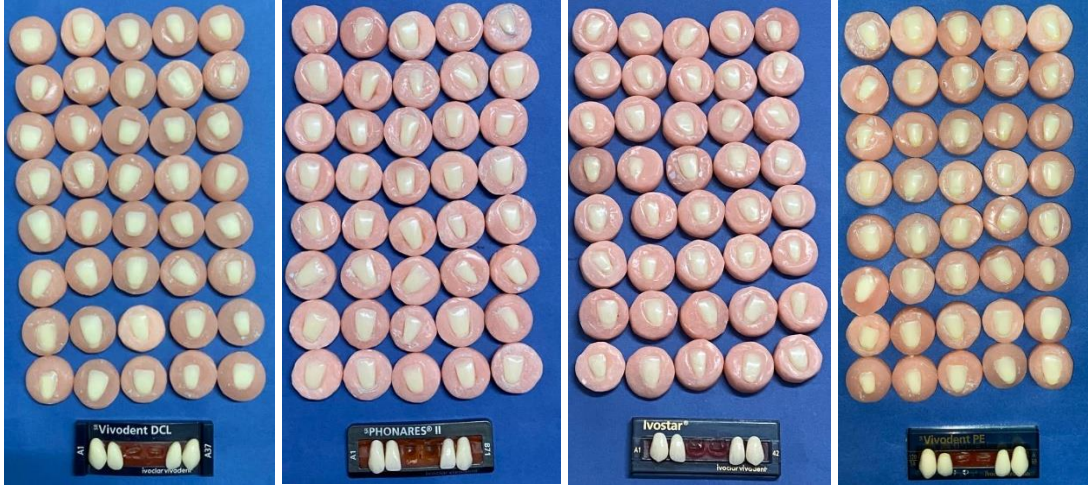
Yapay Diş (Santral)	Sıvı Ortam	Örnek Sayısı	Toplam Örnek Sayısı
Vivodent İvostar	Kola	10	40
	Portakal Suyu	10	
	Kefir	10	
	Yapay Tükürük	10	
Vivodent DCL	Kola	10	40
	Portakal Suyu	10	
	Kefir	10	
	Yapay Tükürük	10	
Vivodent PE	Kola	10	40
	Portakal Suyu	10	
	Kefir	10	
	Yapay Tükürük	10	
Vivodent PH	Kola	10	40
	Portakal Suyu	10	
	Kefir	10	
	Yapay Tükürük	10	

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda en büyük boyutlarda ve en düz vestibül yüzeylere sahip A1 rengine üst çene santral dişler kullanıldı. Örneklerin sabit durmasını sağlayacak akrilik kalıplar hazırlanması amacıyla önce koyu kıvamlı kondansasyon silikon ölçü maddesi (Zetaplus, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) kullanıldı. Silikon ölçü materyali önce plastik bir kap içine konuldu, sertleşme başlamadan önce dijital kumpas (Mitutoyo, Japonya) yardımıyla oluşturulan 1 cm kalınlığa ve 2 cm çapa sahip pembe mum kalıplar ölçü materyali içerisine yerleştirildi. Sertleşme tamamlandıktan sonra bu kalıplar çıkarılarak negatif boşluklar oluşturuldu. Oluşturulan boşluklarda otopolimerizan akrilik reçine (Panacryl Self Cure Acrylic, Rubydent, İstanbul, Türkiye) ile kalıplar elde edildi. Dişler bu kalıplara vestibül yüzeyleri yukarıda ve yer düzlemine paralel duracak şekilde gömülerek sabitlendi. Dişler akrilik kalıplara gömüldükten sonra ölçüm işlemlerini kolaylaştırmak ve ölçüm yüzeylerini standart hale getirmek amacıyla hassas kesme cihazı (İsomet 1000, Buehler, ABD) mine seviyesinde düzeltme yapıldıktan sonra (600-800-1000) grit silikon karbid zımpara ile su altında yüzey işlemi uygulandı. Akrilik kaidelerin alt yüzeyine sudan etkilenmeyen bir kalemle grup adlarının kısaltması yazılarak her bir diş numaralandırıldı.



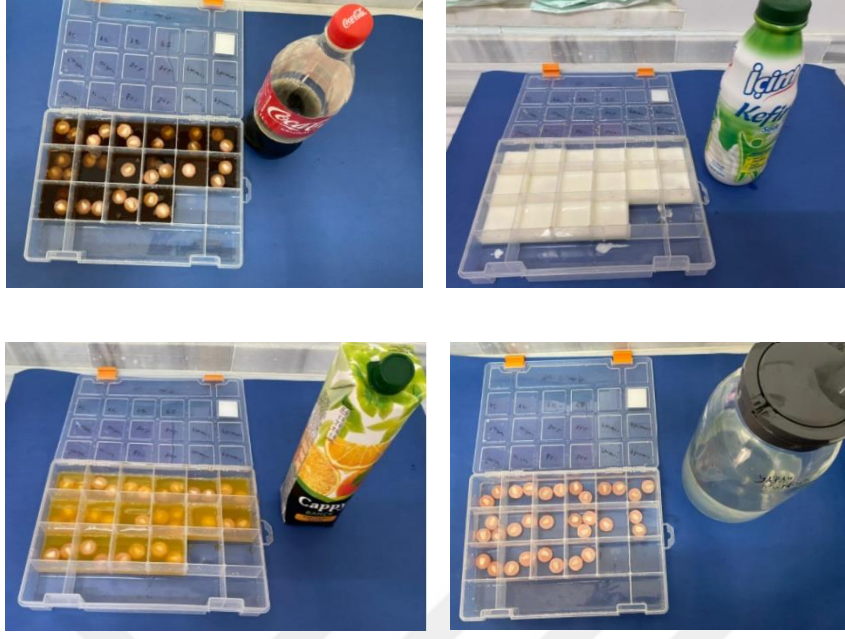
Şekil 3 1. Silikon kalıpların hazırlanması ve dişlerin akriliğe gömülmesi



Şekil 3 2 Yapay diş grupları sırasıyla; DCL, Phonares II, İvostar, PE

3.3. Farklı Ph Değerine Sahip İçeceklerde Bekletme İşlemi

Hazırlanan numuneler 24 saat distile suda bekletildikten sonra başlangıç renk, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değerleri ölçüldü ve bu ölçümler T0 başlangıç değerleri olarak kaydedildi. Yapılan T0 ölçümleri sonrasında tüm örnekler deney için kullanılacak kaplara düzgün bir biçimde dişlerin vestibül yüzeyleri yukarıda kalacak şekilde yerleştirildi. Örneklerin tüm yüzeyleri sıvıya maruz kalacak şekilde deney kapları belirlenen içeceklerle yeteri kadar (10cc) dolduruldu. Test süresince dişler her gün 18 saat içeceklere maruz bırakılırken 6 saat distile suda bekletildi. Örnekler deney süresince 37°C derece sabit ısıda etüvde (FN 400, Nüve, Türkiye) bekletildi. Çalışma boyunca içecekler bakteriyel kontaminasyonu engellemek amacıyla her gün yenilendi.



Şekil 3 3. Örneklerin deney kaplarındaki içeceklere konulması yukardan aşağı sırasıyla; kola, kefir, portakal suyu, yapay tükürük.

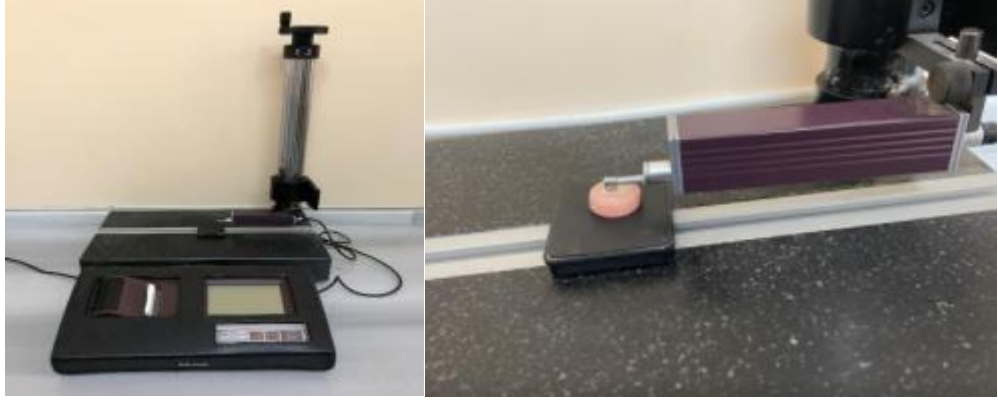


Şekil 3 4. Etüv cihazında bekletilen örnekler

3.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçüm işlemleri Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için profilometre cihazı (Mitutoyo Surftest/ SJ-301, Tokyo, Japonya) ile yapıldı (Şekil 3.5). Her bir örnek, okuyucu uç ile arasında 90 derece değme açısı olacak şekilde profilometre cihazının tablasına yerleştirilerek sabitlendi. Yüzey

profilometresindeki yüzey tarama uzunluğu 4 mm ve yüzey kesme uzunluğu değeri ise 0,25 mm olarak ayarlandı. Ölçümler yapılmaya başlamadan önce ve her bir gruptaki ölçümlerden sonra profilometre cihazı tekrar kalibre edildi. Her örneğin vestibül orta üçlü bölgesinde üç farklı noktadan ölçüm yapıp, elde edilen verilerin aritmetik ortalamaları alındıktan sonra ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değeri hesaplandı.



Şekil 3 5.Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı

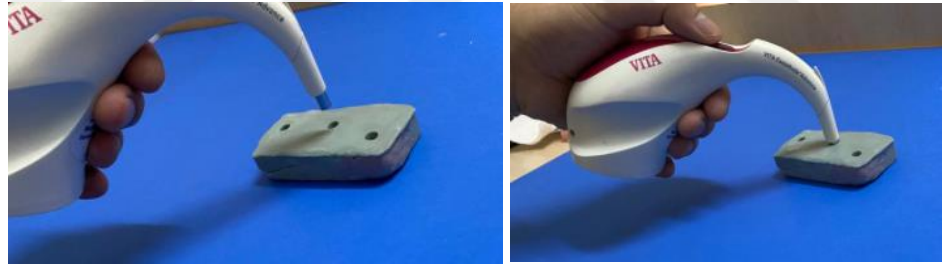
3.5. Renk Değerlerinin Ölçülmesi

Renk ölçüm işlemi için distile sudan çıkartılan örnekler peçete ile kurutma işlemine tabi tutuldu. Dişlerin vestibül yüzeylerinden Spektrofotometre cihazı (Vita Easyshade Compact, Vident, Brea, California) ile renk ölçümünde standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla bir silikon indeks (Zetaplus, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) hazırlandı (Şekil 3.6). Silikon indekste örneklerin renk ölçümü esnasında vestibül orta 1/3 lük kısımlarına denk gelecek bir yuva oluşturuldu, bu yuva renk ölçüm cihazının ucuyla uyumlu olarak hazırlandı (Şekil 3.7). Oluşturulan silikon indeks kullanılarak her bir örneğin vestibül orta 1/3 bölgesinden spektrofotometre ile başlangıç renk ölçümleri aynı araştırmacı tarafından üçer defa yapılarak L, a, b, değerlerinin ortalamaları T0 olarak kaydedildi. T0 ölçümlerinden sonra tüm örnekler tekrar deney kaplarına yerleştirilerek belirlenen içeceklere maruz bırakıldı. 14 gün boyunca her gün 18 saat belirlenen sıvılarda 6 saat de distile suda 37°C dereceye ayarlanmış etüv (FN 400, Nüve, Türkiye) cihazında bekleyen örneklerin 7. Günün sonunda renk ölçümü yapılarak T1 olarak kaydedildi, aynı işlemler 14. Günün sonunda

da tekrar edilerek sonuçlar T2 olarak kaydedildi. ΔE değerleri aşağıdaki formüle göre hesaplandı. $\Delta E = [(L^*)^2 + (a^*)^2 + (b^*)^2]^{1/2}$ $\Delta E_{2-1} = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_2 - L_1)^2 + (a_2 - a_1)^2 + (b_2 - b_1)^2]^{1/2}$ formülleri ile hesaplanarak renk değişim miktarı ölçüldü.



Şekil 3 6. Renk ölçüm cihazı, örnekler, renk ölçümü için hazırlanmış silikon indeks ve örneklerin silikon indekse yerleştirilmesi



Şekil 3 7. Silikon indeks yardımıyla renk ölçümünün yapılması

3.6. Mikrosertlik (Vickers Sertliği) Değerlerinin Ölçülmesi

Mikrosertlik testleri için; her numune grubu standart metalografik numune hazırlama yöntemleri ile hazırlanıp, tepe açısı 136° olan elmas kare piramit uca sahip mikrosertlik cihazı (Shimadzu HMV-2/HMV-2T Micro Vickers Hardness Tester) kullanılarak VHN sertlik değerleri 0.1kg-f yük altında ölçüldü. Tatbik süresi 15 sn olarak belirlendi. Yapılan testlerin tümü ASTM C1327-15(2019) standartlarına göre yapıldı.

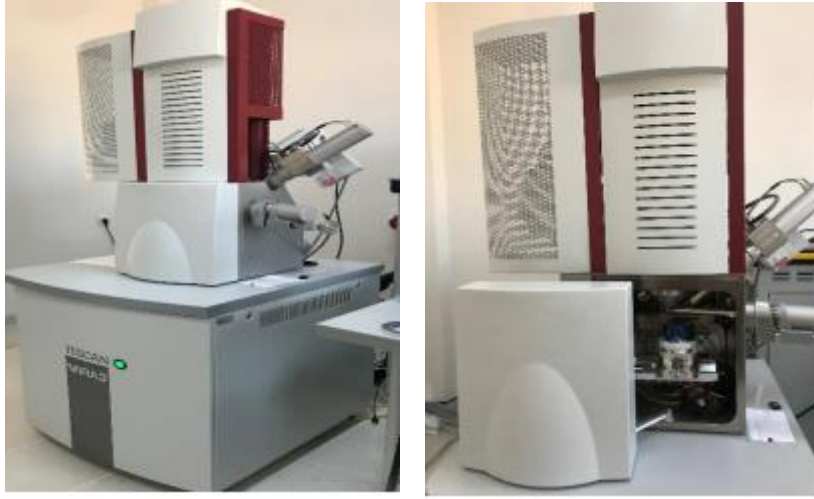
Yapılan tüm sertlik deneylerinde numunelerin belirtilen yüzeyinden 3 ölçüm alındı. Yapay dişler içeceklerde bekletilmeden önce 24 saat distile suda bekletilerek yapılan ölçümler T0 başlangıç ölçümleri olarak kaydedildi. Örnekler iki hafta süresince içeceklerde bekletilirken 7. günün sonunda yapılan ölçümler T1 olarak kaydedildi, 14. günün sonunda yine aynı şekilde yapılan ölçümler T2 olarak kaydedildi. Ölçümler yapılırken standardizasyonun sağlanabilmesi için her seferinde örneklerin aynı bölgelerinden ölçümler yapıldı.



Şekil 3 8. Mikrosertlik Ölçüm Cihazı

3.7.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi

Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (CÜTAM) SEM Laboratuvarı'nda bulunan SEM cihazı (Tescan MIRA3, Çek Cumhuriyeti) kullanılarak yapay diş materyallerinin yüzeyleri incelendi (Şekil 3.9). SEM analizi yapılmadan önce her bir yapay diş materyalinin 4 alt grubundan 1'er örnek havasız bir ortamda kaplama cihazı (Quorum Q150R ES, İngiltere) kullanılarak 90 A° kalınlığında altın-palladyum ile kaplandı ve daha sonra çeşitli büyütme altında incelendi (Şekil 3.10).



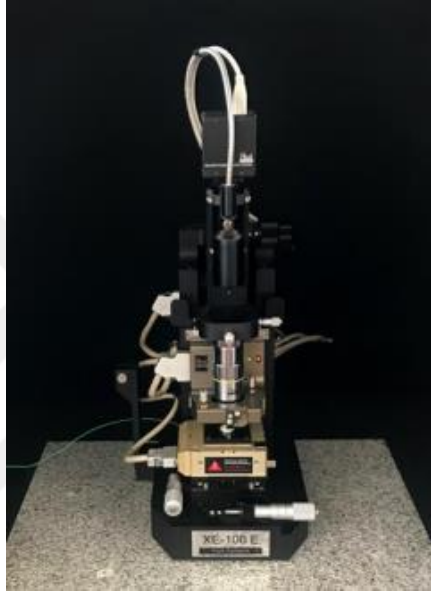
Şekil 3 9. Çalışmada kullanılan sem analizi cihazı



Şekil 3. 10. Altın kaplama cihazı ve örneklerin SEM’de altın kaplanması

3.8. Atomik Kuvvet Mikroskopi (AFM) ile Yüzey Analizi

Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Nanoteknoloji Mühendisliği Araştırma laboratuvarında bulunan AFM cihazı (Park System, XE-100 E, Kore) yüzey analizinde yapay dişlerin yüzey morfolojisinin incelenmesi için her bir yapay dişe ait 4 alt gruptan 1'er adet olmak üzere toplamda 16 örnek Atomik Kuvvet Mikroskopunda incelenmiştir



Şekil 3. 11. Çalışmada kullanılan AFM cihazı.

İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin normallik dağılımı yapıldığında; Shapiro Wilk Testi'ne göre verilerimiz normal dağılıma uymadığı için non-parametrik testler kullanıldı. Bağımlı grupların karşılaştırılmasında Friedman Testi kullanıldı, farklılığı yaratan grupların tespiti için Wilcoxon Testi kullanıldı. Bağımsız grupların karşılaştırmasında Kruskal-Wallis, ikili karşılaştırmaların yapılmasında Mann Whitney U Testi kullanıldı.



4.BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü (Ra) Bulguları

Yüzey pürüzlülük bulguları Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Başlangıç Ra değerleri arasında tüm rezin materyaller için istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ($p<0.05$). Başlangıç ölçümleri için en yüksek Ra değerleri DCL grubuna aitken ($0,51\pm0,08$) en düşük değerler PH grubunda ($0,18\pm0,02$) olarak ölçülmüştür.

Başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri sıralamasında $DCL > İvostar > PE > PH$ şeklinde bulunmuştur. Ortalamalar gruplar arası karşılaştırıldığında İvostar-DCL, DCL-PE, DCL-PH arasındaki fark anlamlıyken; diğer gruplar arası fark anlamsız bulunmuştur.

Yüzey pürüzlülüğü açısından tüm gruplar solüsyon farkı gözetilmeksizin zamansal olarak (Ra_0-Ra_1 , Ra_1-Ra_2 ve Ra_0-Ra_2) karşılaştırıldığında tüm gruplar için anlamlı farklılıklar olduğu görülmektedir ($p<0.05$).

Farklı pH değerine sahip sıvılarda bekletilen materyallerin, farklı zamanlarda elde edilen Ra verileri karşılaştırıldığında farklılık anlamlı bulunmuştur. Yapay tükürükte yaşlandırılan tüm materyallerin Ra_0-Ra_1 , Ra_0-Ra_2 ve Ra_1-Ra_2 verileri tüm gruplarda yapay tükürük için anlamlıyken, İvostar ve Ph II materyali için portakal suyu, DCL ve PE için kola sıvısında farklılık bulunmuştur.

Tablo 4. 1. Farklı yapıda yapay dişlerin yüzey pürüzlülüğü ölçüm sonuçlarının, farklı sıvılardaki tüm ölçüm zamanı değerlerine göre karşılaştırılması

Sıvı Ortam	Zaman	Başlangıç				
	Yapay Diş	İvostar	DCL	PE	Phonares II	P
Y. Tükürük	Ort ± SS	0,21±0,15 ^{A,B}	0,42±0,11 ^{A,B}	0,27±0,09 ^{A,B}	0,18±0,02 ^{A,B}	0.001*
Kefir	Ort ± SS	0,29±0,12 ^{A,B}	0,45±0,10 ^{A,B}	0,19±0,06 ^A	0,20±0,10 ^{A,B}	0.001*
P. Suyu	Ort ± SS	0,31±0,12 ^{A,B}	0,42±0,08 ^{A,B}	0,22±0,08 ^A	0,28±0,09 ^{A,B}	0.001*
Kola	Ort ± SS	0,23±0,05 ^A	0,51±0,08 ^{A,B}	0,29±0,12 ^{A,B}	0,32±0,17 ^{A,B}	0.001*
P		0.3	0.3	0.2	0.3	
Sıvı Ortam	Zaman	7.gün				
	Yapay Diş	İvostar	DCL	PE	Phonares II	P
Y. Tükürük	Ort ± SS	0,24±0,15 ^{A,C}	0,45±0,11 ^{A,C}	0,31±0,10 ^{A,C}	0,19±0,02 ^{A,C}	0.001*
Kefir	Ort ± SS	0,31±0,13 ^A	0,49±0,09 ^A	0,21±0,05 ^A	0,22±0,11 ^A	0.001*
P. Suyu	Ort ± SS	0,34±0,12^{A,C}	0,44±0,08 ^A	0,24±0,07 ^A	0,29±0,09 ^{A,C}	0.001*
Kola	Ort ± SS	0,26±0,05 ^A	0,54±0,08^{A,C}	0,30±0,12 ^{A,C}	0,34±0,17 ^A	0.001*
P		0.2	0.3	0.3	0.2	
Sıvı Ortam	Zaman	14.gün				
	Yapay Diş	İvostar	DCL	PE	Phonares II	P
Y.Tükürük	Ort ± SS	0,25±0,15 ^{B,C}	0,45±0,11 ^{B,C}	0,31±0,10 ^{B,C}	0,19±0,02 ^{B,C}	0.001*
Kefir	Ort ± SS	0,32±0,13 ^B	0,47±0,09 ^B	0,24±0,05	0,23±0,11 ^B	0.001*
P. Suyu	Ort ± SS	0,35±0,12^{B,C}	0,47±0,07 ^B	0,25±0,07	0,30±0,09 ^{B,C}	0.001*
Kola	Ort ± SS	0,28±0,05	0,55±0,11 ^{B,C}	0,35±0,12 ^{B,C}	0,34±0,17 ^B	0.001*
P		0.3	0.2	0.3	0.1	

*Aynı sütunda bulunan aynı büyük harfler gruplar arası farklılığı belirtmektedir.

Materyal farkı gözetmeksizin ortalama Ra değerleri göz önünde bulundurulduğunda en düşük ortalama Ra değerleri yapay tükürükte bekleyen örneklerde (0,18±0,02) olarak görülürken en yüksek ortalama Ra değerleri kolada (0,55±0,11) olarak ölçülmüştür.

4.2. Renk Ölçüm Bulguları

ΔE değerlerindeki değişimler karşılaştırmalı olarak Tablo 4.2’de verilmiştir. Çalışmamızda renk değişimleri (ΔE) hesaplanırken materyallerin solüsyonlarla muamele edilmeden önceki başlangıç L^* , a^* , b^* değerleri; 7.gün değerlerinden çıkarılarak $\Delta E1$ değerleri elde edilmiştir, 14.gün L^* , a^* , b^* değerlerinden çıkarılarak da $\Delta E2$ değerleri elde edilmiştir.

Tablo 4. 2. Farklı yapıda yapay dişlerin renk ölçüm sonuçlarının farklı sıvılardaki tüm ölçüm zamanı değerlerine göre karşılaştırılması

		$\Delta E1$	$\Delta E2$	p
İvostar	Y.Tükürük	0,3±0,22	0,36±0,25	0,040*
	Kefir	1,07±0,62	1,14±0,65	0.001*
	P.Suyu	1,38±0,63	1,44±0,68	0,311
	Kola	1,65±0,89	1,74±0,96	0,282
p		0.001*	0.006*	
DCL	Y.Tükürük	0,69±0,48	0,80±0,44	0,036*
	Kefir	0,71±0,39	0,84±0,40	0.006*
	P.Suyu	1,60±0,94	1,69±0,89	0,042*
	Kola	1,61±0,30	1,79±0,40	0.001*
p		0.007*		
PE	Y.Tükürük	0,44±0,35	0,57±0,45	0,018*
	Kefir	0,97±0,62	1,10±0,62	0.03*
	P.Suyu	1,30±0,41b	1,52±0,45	0,005*
	Kola	1,44±0,44	1,54±0,52	0.027*
p		0.001*	0.001*	
Phonares II	Y.Tükürük	0,52±0,28	0,60±0,29	0,058
	Kefir	0,57±0,31	0,57±0,25	0,949
	P.Suyu	0,81±0,38	0,88±0,37	0,054
	Kola	1,07±0,68	1,15±0,67	0.005*
p		0.004*	0.024*	

Farklı solüsyonlarda bekletilerek yaşlandırılan tüm yapay diş materyallerinde ΔE değerleri artış göstermiştir. Bu artış DCL ve PE materyalleri için tüm solüsyonlarda anlamlıyken; İvostar için kefir ve yapay tükürükte, Phonares II için kolada anlamlı bulunmuştur.($p>0.05$). Portakal suyu İvostar ve Phonares II materyali için ΔE ortalamaları açısından anlamlı sonuç göstermemiştir($p>0.05$). PE materyali için farklı günlerde elde edilen değerler tüm içecekler için anlamlı bulunmuştur. Tüm içeceklerde grup içi karşılaştırmalar yapıldığında kefir ve tükürük İvostar, DCL, ve PE

için anlamlıyken; kola içeceği DCL ile Phonares II için anlamlılık göstermiştir. Portakal suyu ise DCL ve PE materyalinin renk verileri üzerine anlamlılık göstermiştir.

Tablo 4. 3. Yapay dişlerin renk ölçüm sonuçlarının (0-7, 0-14) ikili karşılaştırması

		$\Delta E1$	$\Delta E2$	P
İvostar	Yapay tükürük	0,22	0,28	0,003*
	Kefir	1,05	1,13	0,005*
	Portakal suyu	1,35	1,32	0,285
	Kola	1,64	1,94	0,333
DCL	Yapay tükürük	0,67	0,81	0,013*
	Kefir	0,67	0,77	0,013*
	Portakal suyu	1,77	1,87	0,059
	Kola	1,63	1,81	0,005*
PE	Yapay tükürük	0,30	0,37	0,017*
	Kefir	0,94	0,98	0,011*
	Portakal suyu	1,27	1,36	0,005*
	Kola	1,50	1,64	0,008*
PH	Yapay tükürük	0,52	0,60	0,047
	Kefir	0,58	0,63	0,878
	Portakal suyu	0,76	0,93	0,047
	Kola	1,04	1,13	0,017*

ΔE değerleri ortalamaları açısından en yüksek bulgular portakal suyu ve kola içeceğindeyken en düşük ortalama sırasıyla yapay tükürük ve kefir gruplarında görülmüştür. Materyaller arasında ise ΔE değerleri en çok değişen gruplar konvansiyonel akrilik grubu (İvostar) ve çift çapraz bağlı akrilik grubu (DCL) dir.

4.3.Mikrosertlik (Vickers) Ölçüm Bulguları

Gruplara ait mikrosertlik bulguları ve karşılaştırma sonuçları Tablo 4.4’de verilmiştir. Tüm gruplar için mikrosertlik ortalamaları $T0 > T1 > T2$ sıralamasıyla bulunmuştur. Başlangıç mikrosertlik ($T0$) ortalamaları bütün yapay diş materyalleri için, farklı sıvılarla muamele edildikten sonraki bulgulara göre azalma göstermiştir. Bu azalma, tüm yapay dişler ve farklı sıvılar için anlamlı bulunmuştur($p<0.05$). En yüksek $T0$ değeri ($34,75\pm0,89$) ölçülen materyal PhonaresII materyaline aitken, en düşük mikrosertlik değeri ($22,70\pm0,57$) Ivostar materyaline ait bulunmuştur. Materyallerin $T0$, $T1$ ve $T2$ zamanlarına ait mikrosertlik bulgularının sıralaması $Ph > DCL > PE > Ivostar$ şeklindedir.

Aynı materyallerden farklı zamanlarda elde edilen $T0$, $T1$ ve $T2$ verileri solüsyonlara göre karşılaştırıldığında, tüm gruplar arasında farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p<0.05$). $T0$, $T1$ ve $T2$ ölçümlerinde GrupI e örneklerinde, Ivostar materyali için yapılan grup içi karşılaştırmalarda yapay tükürük-portakal suyu, kefir-portakal suyu, portakal suyu-kola arasında farklılık bulunmuştur($p<0.05$).

DCL numunelerine ait bulgularda, $T0$ değerleri yapay tükürük-portakal suyu ile kefir-portakal suyu arasında, $T1$ ve $T2$ ölçümlerinde ise Yapay tükürük-portakal suyu, yapay tükürük-kola, kefir-portakal suyu v kefir-kola arasında anlamlı farklılık gösterirken, diğer gruplarda anlamsızdır.

Pe verilerinin karşılaştırmasında; $T0$ ölçümleri Yapay tükürük-cola, $T1$ yapay tükürük-portakal suyu, kefir- portakal suyu, $T2$ ölçümleri yapay tükürük-portakal suyu arasında farklılık göstermektedir.

Phonares II materyaline ait $T0$ verilerinde farklılığı yaratan gruplar yapay tükürük-

portakal suyu, kefir-portakal suyu, kefir-kola, portakal suyu-kola T1 ve T2 verilerinde kefir-portakal suyu, kefir-kola gruplarında farklılık bulunurken, diğer gruplardaki farklılık anlamsızdır.

Phonares II materyali için yapay tükürük-portakal suyu, kefir-portakal suyu, portakal suyu-kola arasında, DCL için yapay tükürük- portakal suyu, kefir-portakal suyu arasında ve Pe materyali için yapay tükürük – kola arasındayken ($p < 0.05$), diğer gruplar arası farklılıklar önemsiz bulunmuştur ($p > 0.05$). T1 ölçümlerinde ve Pe materyalleri için anlamlıyken, diğer gruplardan farklı olarak Grup II de yapay tükürükle muamele edilen grupta T0-T1 arasında farklılık görülürken, diğer gruplara ait örneklerde T0-T1, T1-T2, T0-T2 arasındaki fark anlamlı bulunmuştur.

Farklı materyallerin yapay tükürük, kefir, portakal suyu ve kola sıvıları için karşılaştırmaya verilerine göre İvostar ve DCL'ye ait T0, T1 ve T2 verileri tüm sıvılar için anlamlı bulunmuştur. T0 ve T1 bulguları yapay tükürük ve kolada İvostar-Phonares II arasında anlamlıyken, T2 ye ait verilerde İvostar –DCL için tüm sıvılarda anlamlılık göstermiştir. Portakal suyuna ile muamele edilen gruplarda T0, T1 ve T2 verileri açısından İvostar- DCL, İvostar-Pe ve İvostar-Ph materyalleri arasında farklılık bulunmuştur.

Tablo 4. 4. Farklı materyallerin başlangıç, 7. Ve 14. Gün mikrosertlik bulgularının karşılaştırması

*İstatistiksel farklılığı belirtmektedir.

Farklı büyük harfler, aynı sütunda gruplar arasındaki istatistiksel farkı temsil eder. Farklı küçük harfler, aralarındaki istatistiksel farkı temsil eder.

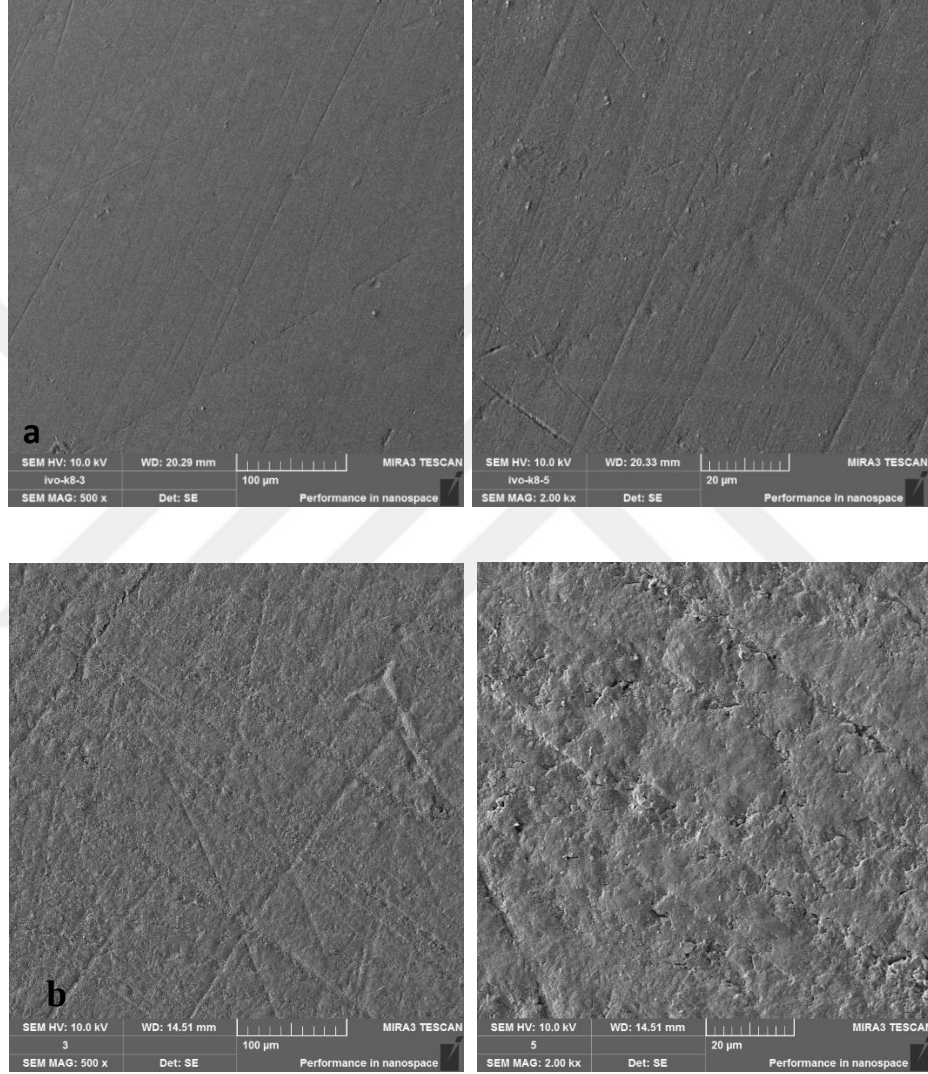
		İvostar	DCL	PE	PH	P
		(Median±SS)	(Median±SS)	(Median±SS)	(Median±SS)	
T0	Yapay Tükürük	25.20±1,10 ^{A,a,b}	30.30±2.54 ^{A,a}	24.55±1.43 ^A	31.30±1.81 ^{A,b}	0.001*
	Kefir	24.94±0.51 ^{BC,a,b,c}	31.50±2.01 ^{B,a}	25.50±0.43 ^{b,c}	31,15±0,66 ^{B,C}	0.001*
	Portakal Suyu	22.70±0.57 ^{ABD,a,b,c}	28.00±1.60 ^{AB,a,d,e}	25.50±1.80 ^{b,d,f}	31.95±1.22 ^{ABD,c,e,f}	0.001*
	Kola	25.53±0.75 ^{CD,a,b}	29.70±1.99 ^{a,c,d}	24.05±1.68 ^{A,c,e}	34.75±0.89 ^{CD,b,d}	0.001*
		0.001*	0.006*	0.043*	0.001*	
T1	Yapay Tükürük	24.50±1.58 ^{A,a,b}	30.06±2.50 ^{AB,a}	23.55±1.24 ^A	30.70±2.27 ^b	0.001*
	Kefir	23,80±0,70 ^{B,a,c}	30.45±2.67 ^{CD,a}	23.50±0.90 ^{B,c}	29.70±0.88 ^{A,C}	0.001*
	Portakal Suyu	21.95±0.92 ^{ABC,a,b,c}	26.35±1.81 ^{AC,a,e}	24.95±1.09 ^{AB,b,f}	31.65±0.77 ^{A,c,e,f}	0.001*
	Kola	24.05±0.73 ^{C,a,b}	27.20±1.04 ^{BD,a,c}	23.40±1.79 ^d	32.35±1.18 ^{C,b,c,d}	0.001*
		0.003*	0.001*	0.009*	0.003*	
T2	Yapay Tükürük	24.29±2.37 ^{A,a}	29.88±2.78 ^{AB,a,b}	23.55±1.24 ^A	30.41±2.35 ^b	0.001*
	Kefir	23.70±0.71 ^{B,a,c}	30.10±0,71 ^{C,D,a}	23.42±0.82 ^c	29.30±0.96 ^{AB}	0.001*
	Portakal Suyu	21.86±0.91 ^{ABC,a,b,c}	25.51±2.11 ^{AC,a,e}	24.40±1.07 ^{A,b,f}	31.35±0.46 ^{A,c,e,f}	0.001*
	Kola	23.95±0.73 ^{C,a,b}	26.20±1.02 ^{BD,a,c,d}	22.95±1.74 ^{c,e}	31.85±1.26 ^{B,b,d,e}	0.001*
		0.001*	0.004*	0.036*	0.014*	

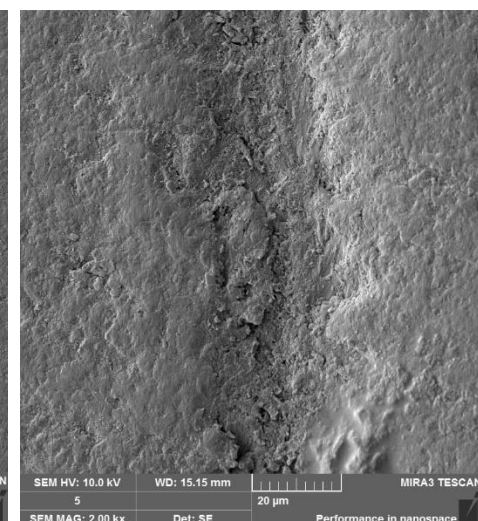
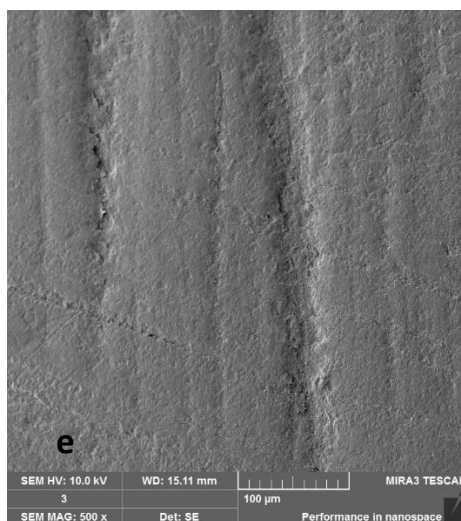
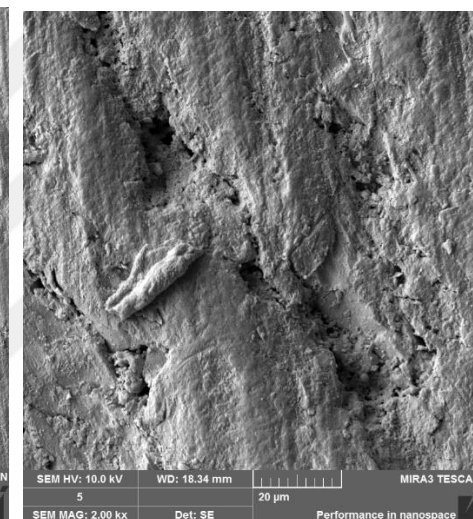
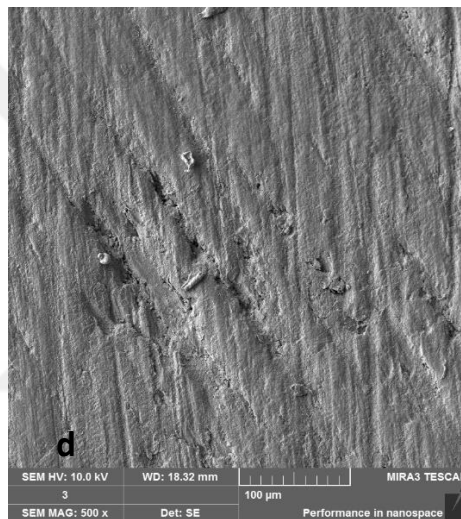
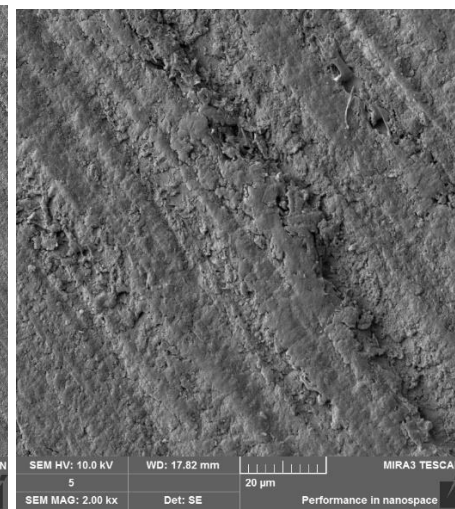
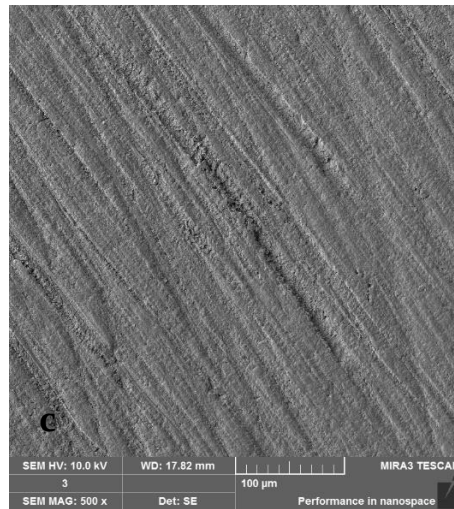
4.4.Taramalı Elektron Mikroskobu ile Yüzey Analizi Sonuçları

SEM görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntüler Şekil 4.1-4.4’de verilmiştir. Başlangıç SEM görüntülerinde düzgün bir yüzey dokusu görülmektedir; 14.gün görüntülerinde ise portakal suyu ve kola gruplarında değişen oranlarda yüzey düzensizlikleri görülmektedir.

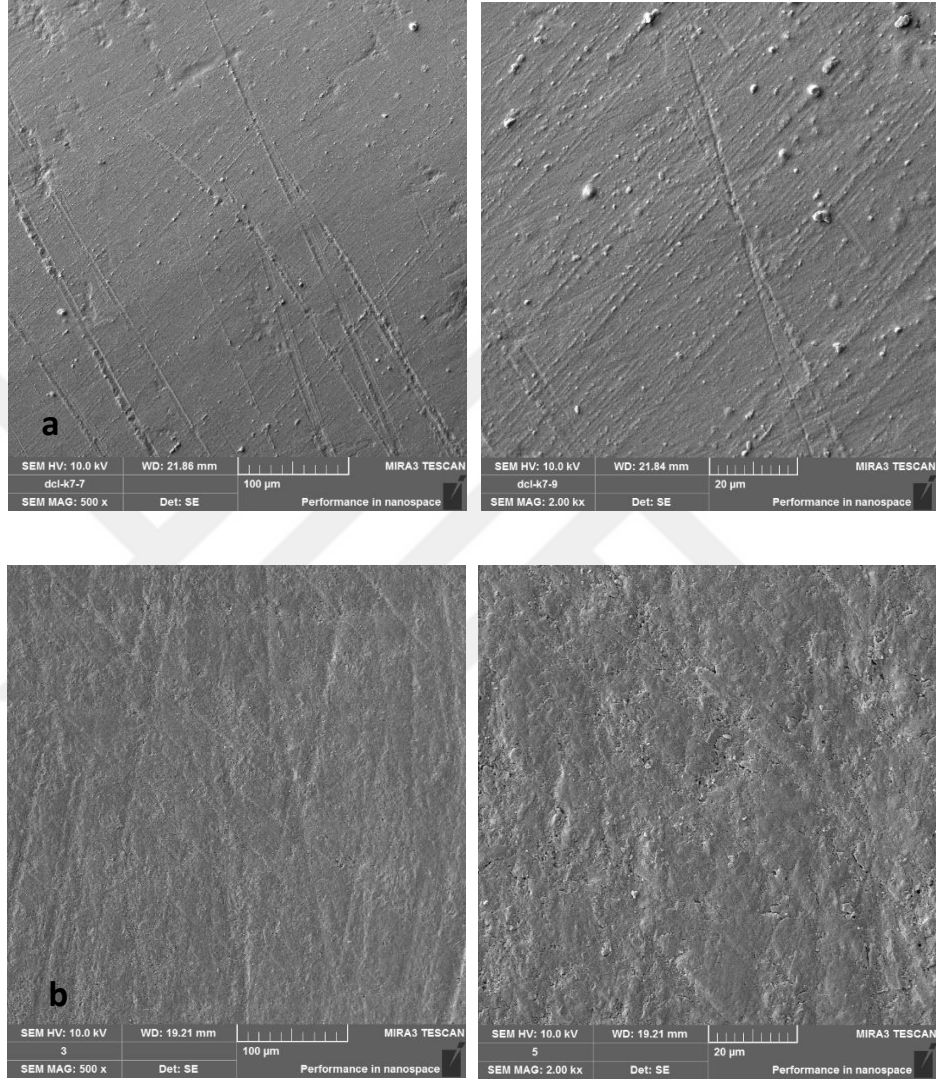
İvostar grubu dişlerde portakal suyunda bekletilen örnekler diğerlerine oranla daha çok düzensizlik içermektedir. DCL grubunda ise kolada bekletilen örneklerin (Şekil 4.2. (d)) yüzey yapısında çözünmeler olduğu görülmektedir.

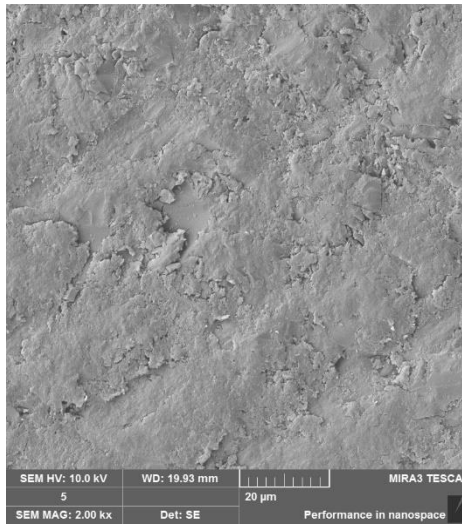
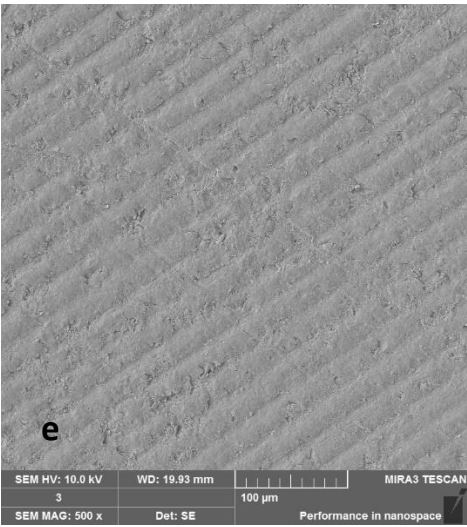
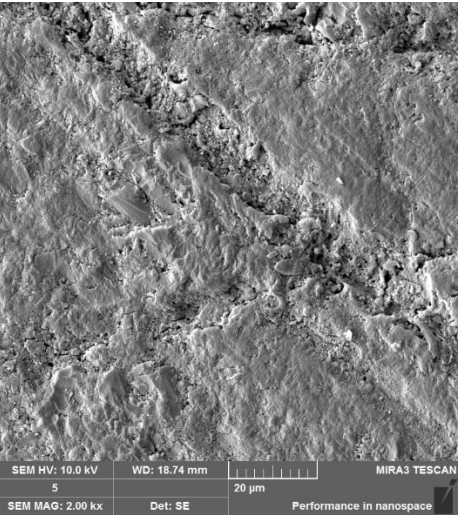
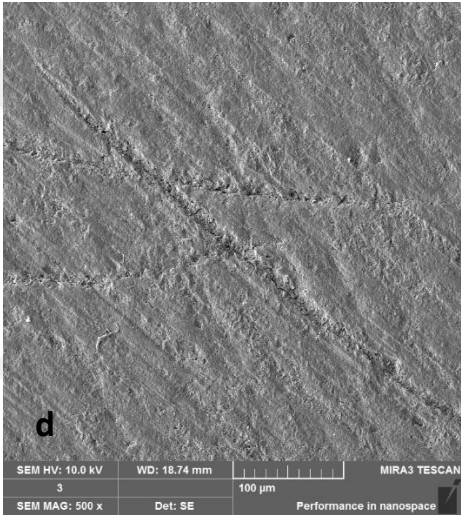
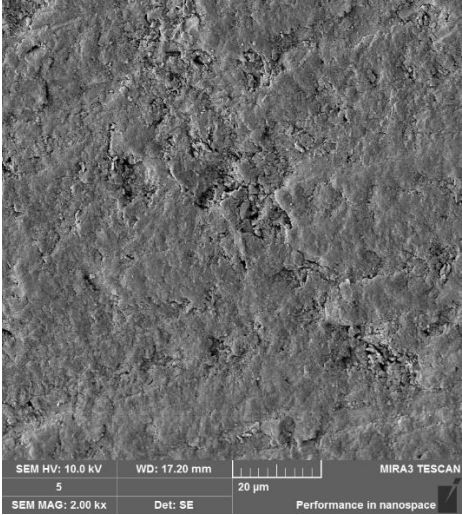
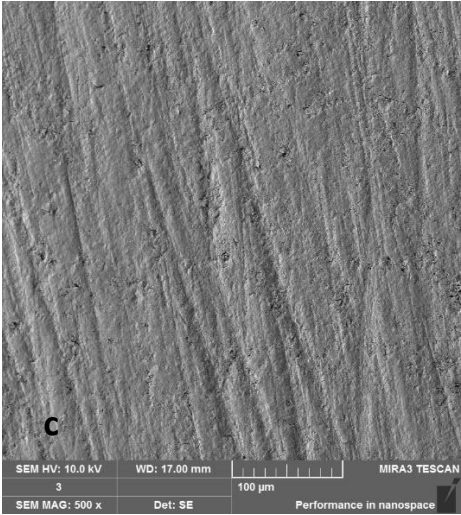
PE grubu ise İvostar ve DCL ile karşılaştırıldığında daha az yüzey değişikliği göstermektedir. PE grubu için de en fazla değişiklik yine kola ve portakal suyunda bekletilen örneklerde (Şekil 4.3. (c), (d)) gözlemlenmektedir. Yapay dişler kendi aralarında karşılaştırıldığında en az yüzey değişikliği Phonares II grubunda (Şekil 4.4) gözlenmektedir.



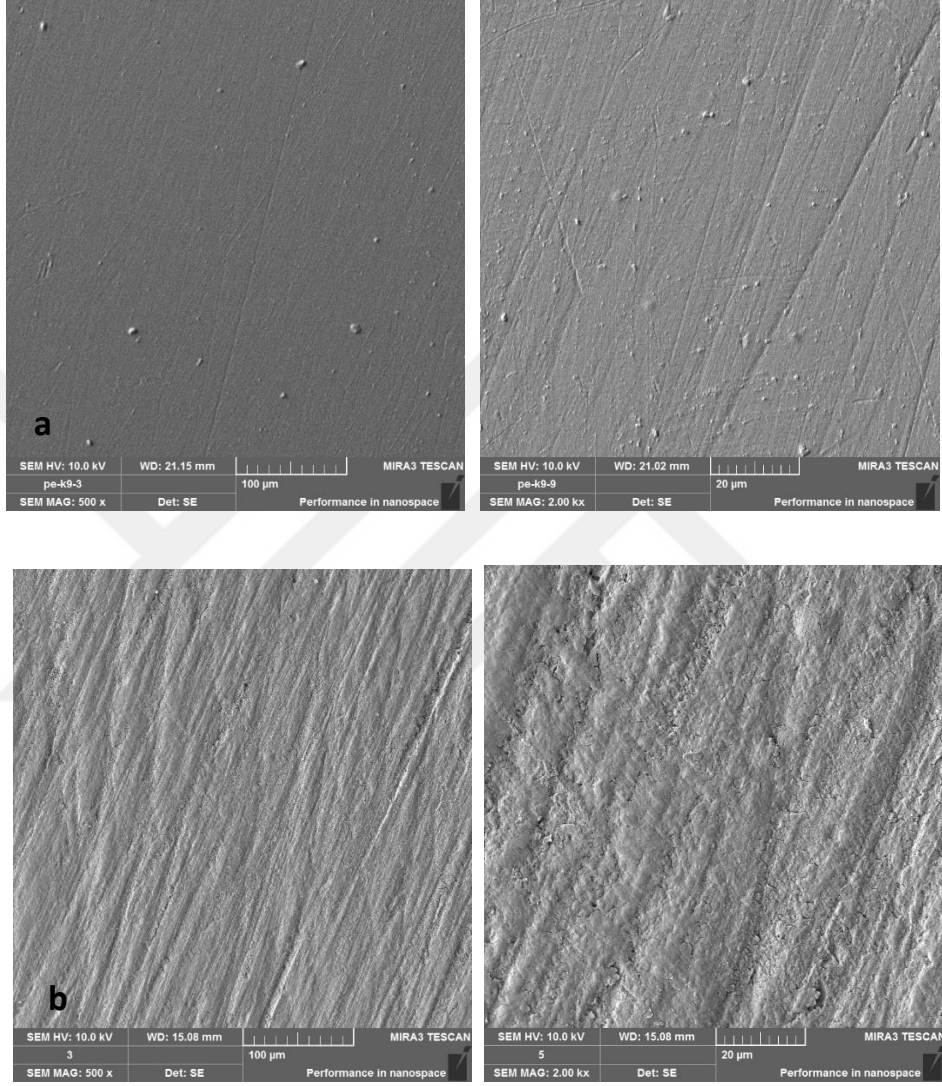


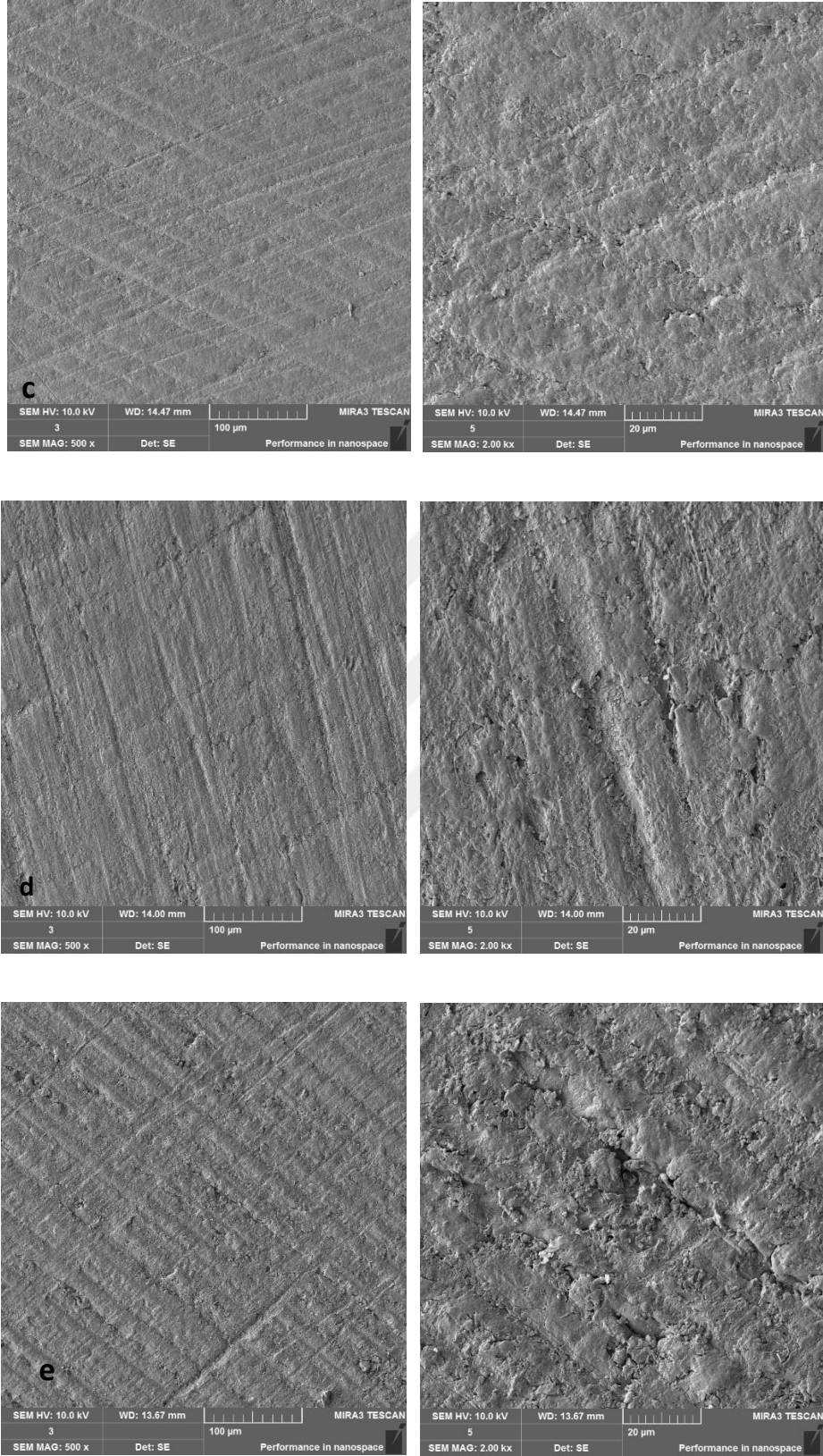
Şekil 4. 1. Vivodent İvostar (a) başlangıç, (b) tükürük, (c) kefir, (d) portakal, (e) kola 500x ve 2000x SEM görüntüsü



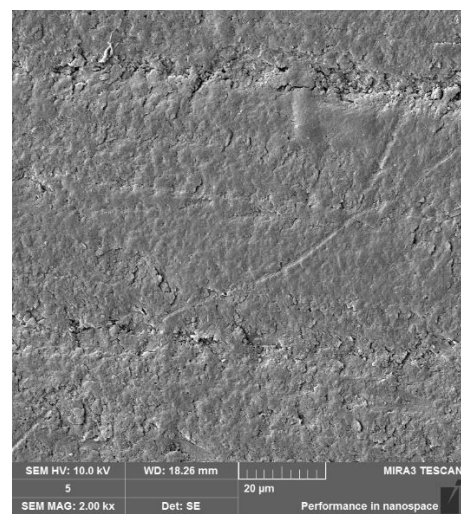
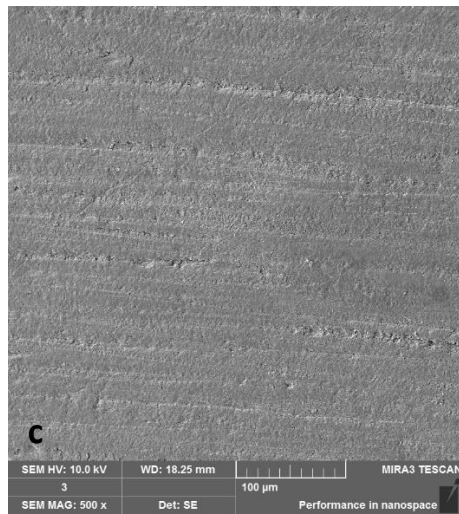
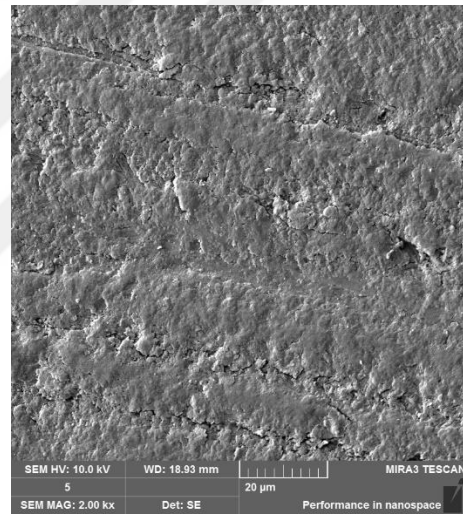
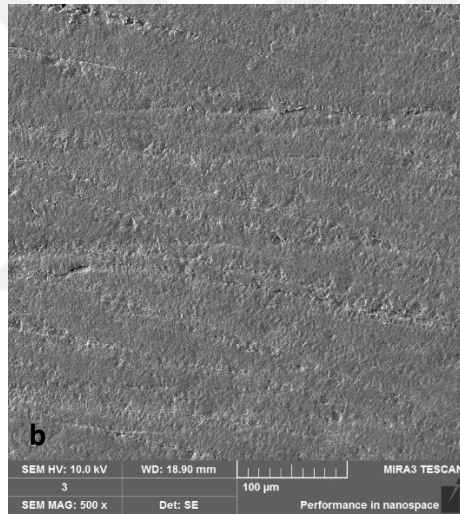
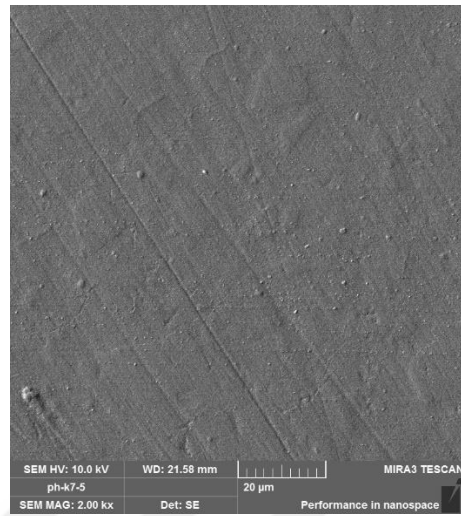
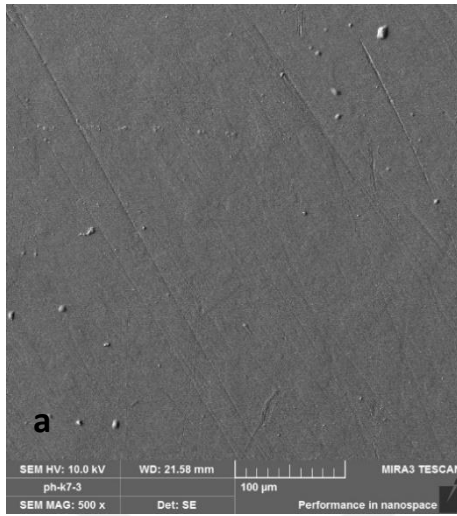


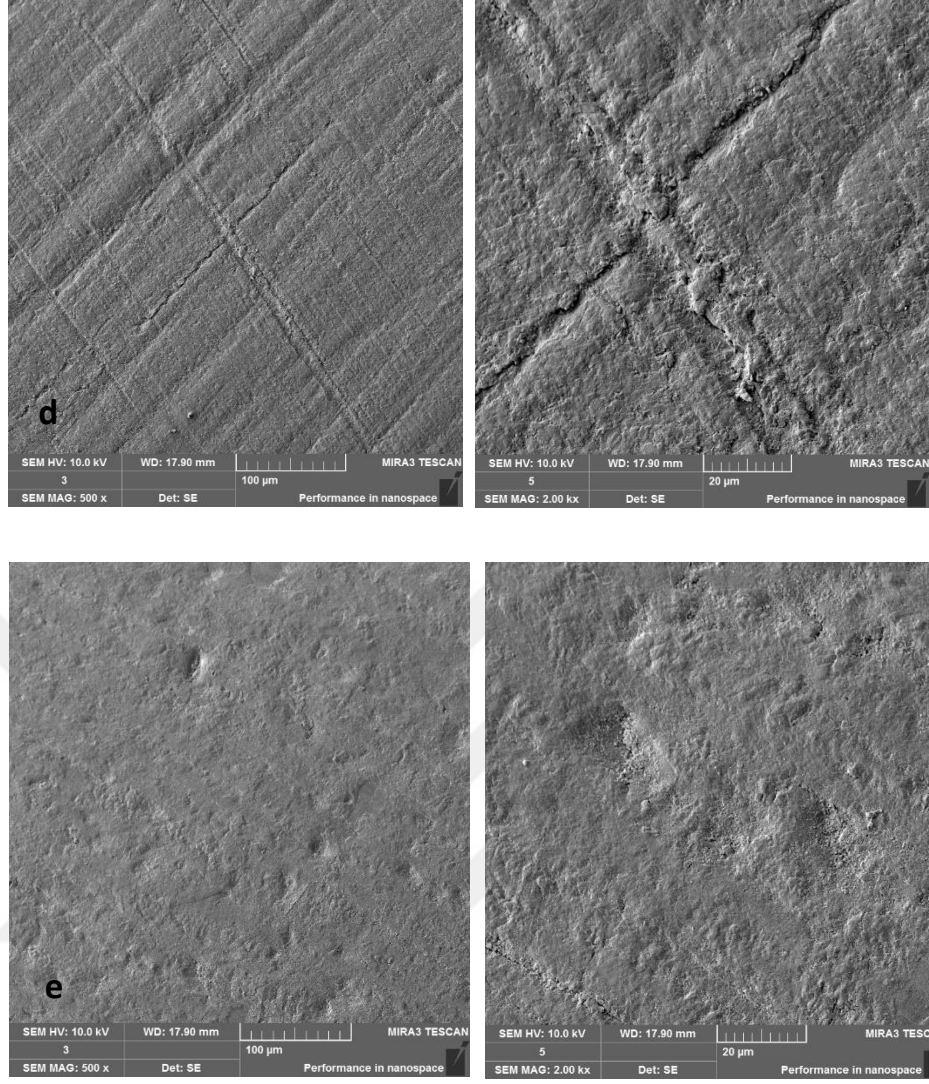
Şekil 4. 2. Vivodent DCL (a) başlangıç, (b) tükürük, (c) kefir, (d) portakal, (e) kola 500x ve 2000x SEM görüntüsü





Şekil 4. 3. Vivodent PE (a) başlangıç, (b) tükürük, (c) kefir, (d) portakal, (e) kola 500x ve 2000x SEM görüntüsü

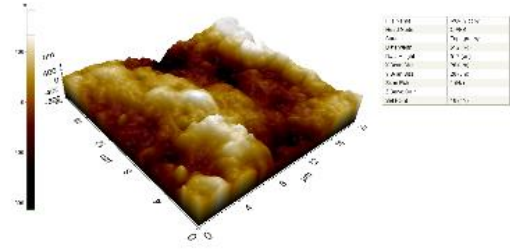
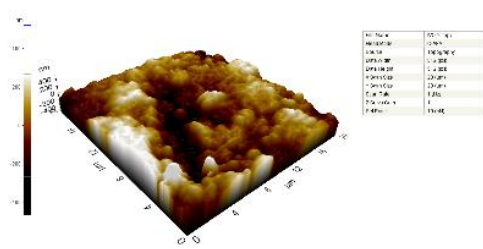




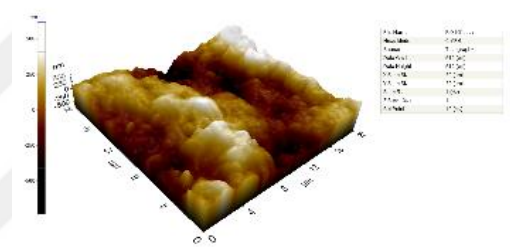
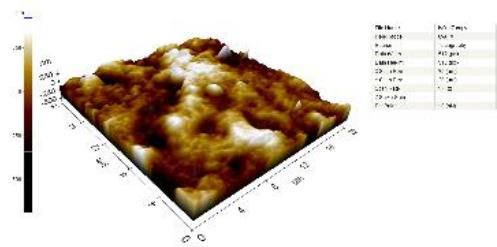
Şekil 4. 4. SR Phonares II (a) başlangıç, (b) tükürük, (c) kefir, (d) portakal, (e) kola 500x ve 2000x SEM görüntüsü

4.5. Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi Sonuçları

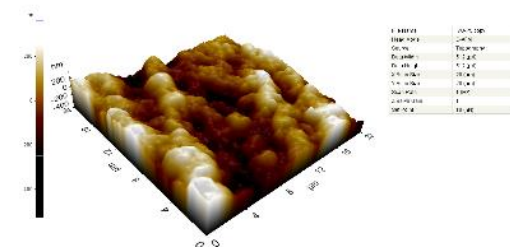
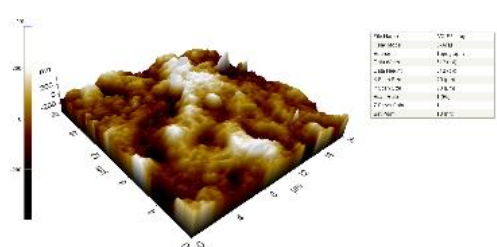
Elde edilen üç boyutlu yüzey görüntüleri (Şekil 4.5-4.8) de verilmiştir. Üç boyutlu yüzey görüntüleri yapmış olduğumuz yüzey pürüzlülüğü istatistiğini desteklemektedir. Tüm diş gruplarında zamansal olarak karşılaştırma yapıldığında yüzey pürüzlülüklerinin arttığı görülmektedir. Görüntülerde koyu alanlar çukur alanları gösterirken açık renkli alanlar tepe oluşumlarını belirtmektedir.



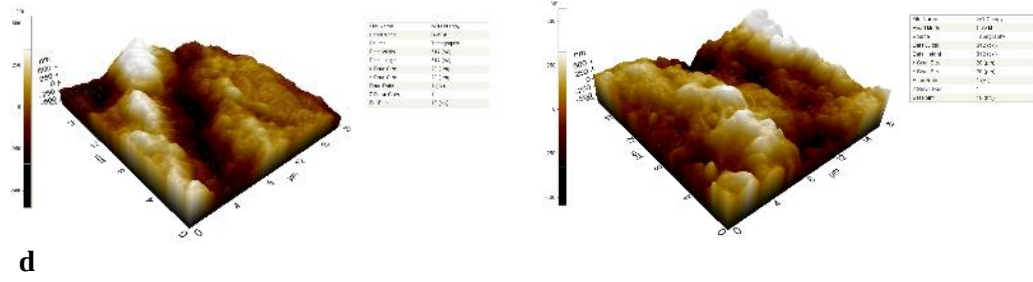
a



b

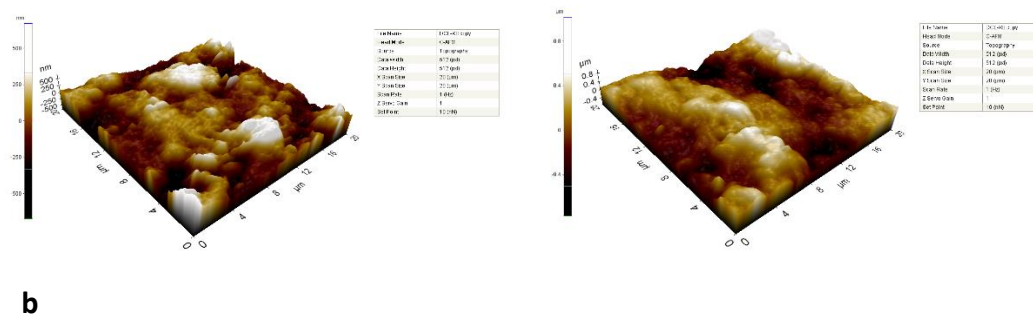
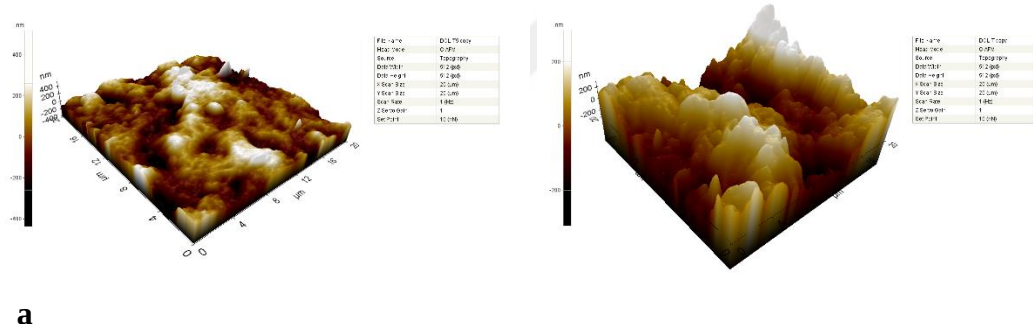


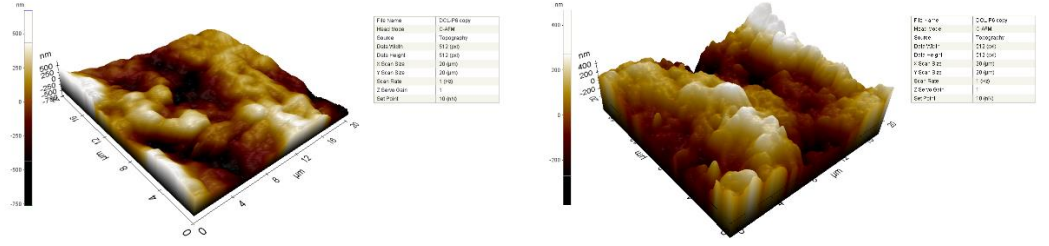
c



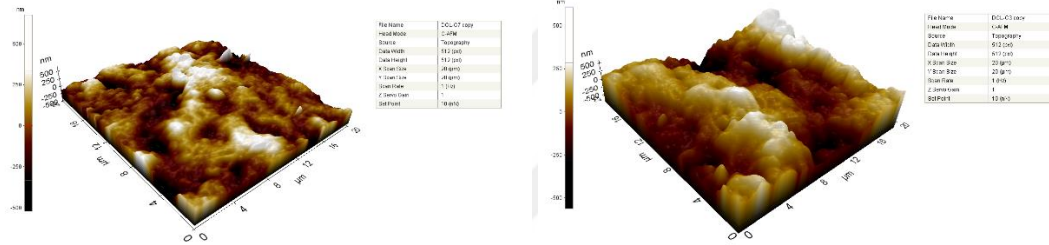
Şekil 4. 5. Vivodent İvostar (a) tükürük, (b) kefir, (c) portakal, (d) kola başlangıç ve 14. gün AFM görüntüleri

İvostar grubu dişlerde portakal suyunda Şekil4.5 (c) ve kolada Şekil 4.5 (d) bekleyen örneklerde yüzey düzensizlikleri daha belirgindir.





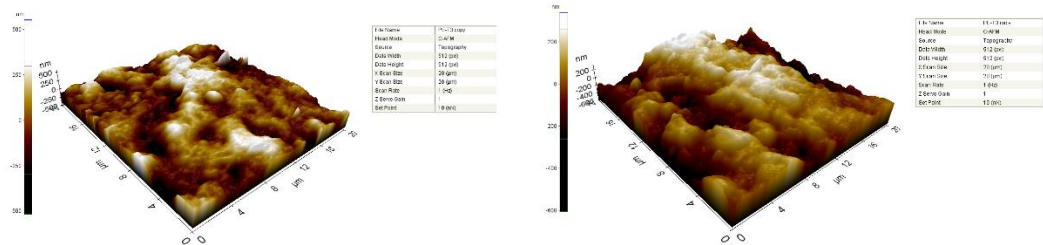
c



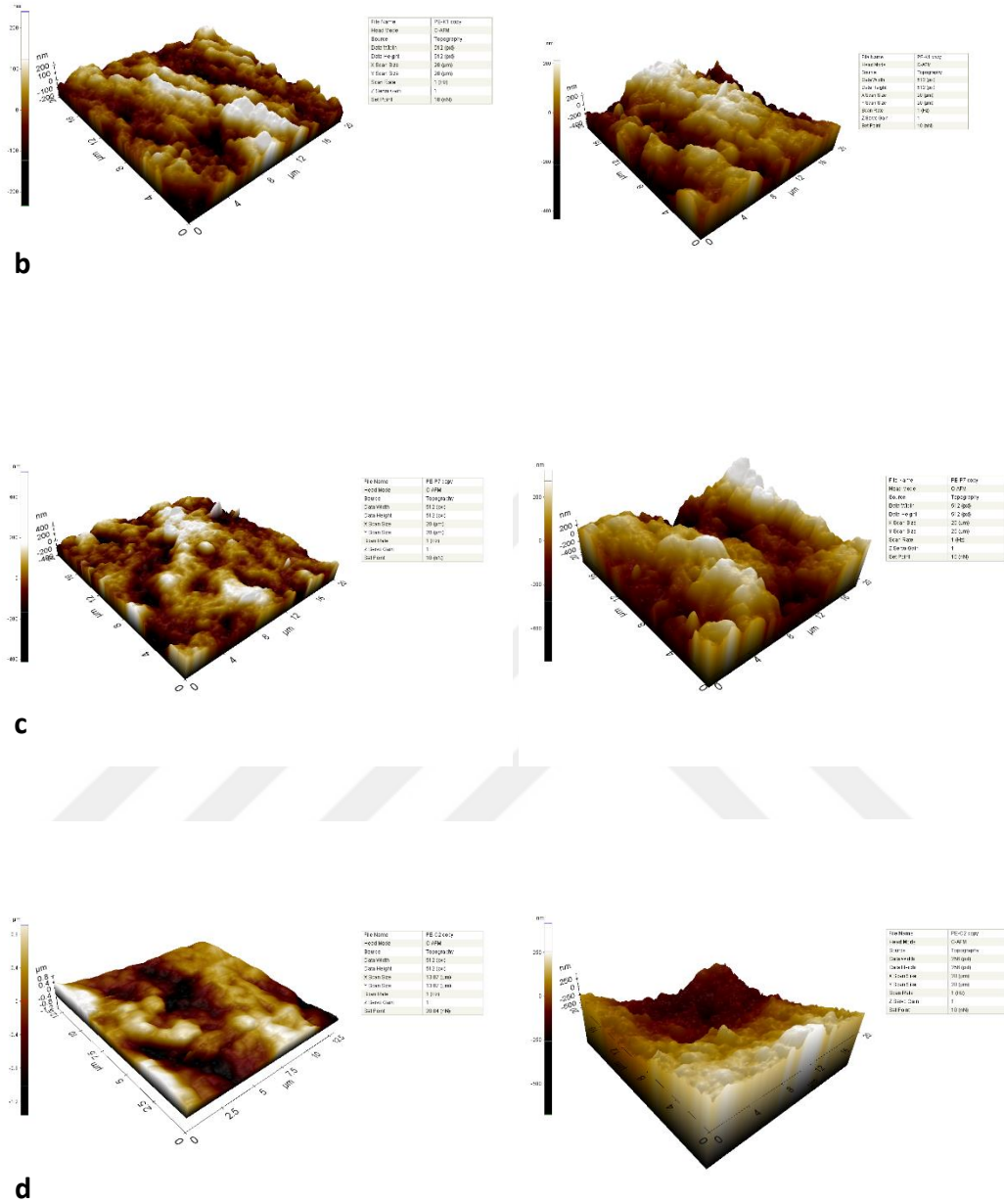
d

Şekil 4. 6. Vivodent DCL (a) tükürük, (b) kefir, (c) portakal, (d) kola başlangıç ve 14. gün AFM görüntüleri

DCL grubu dişlerde yüzeysel çözünmeler sonucu oluşan koyu kahverengi alanlar kola ve portakal suyunda bekleyen örneklerde daha fazla yüzeyi kapsamaktadır.

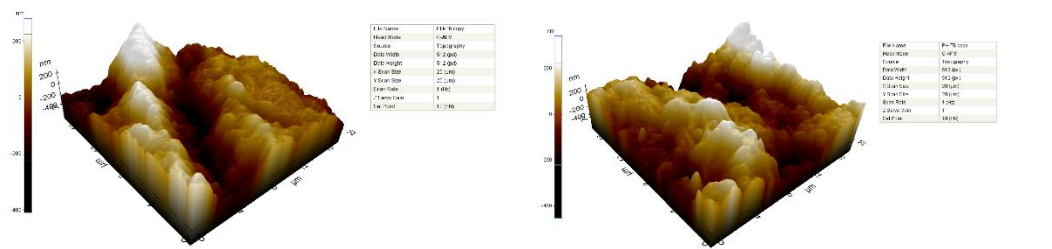


a

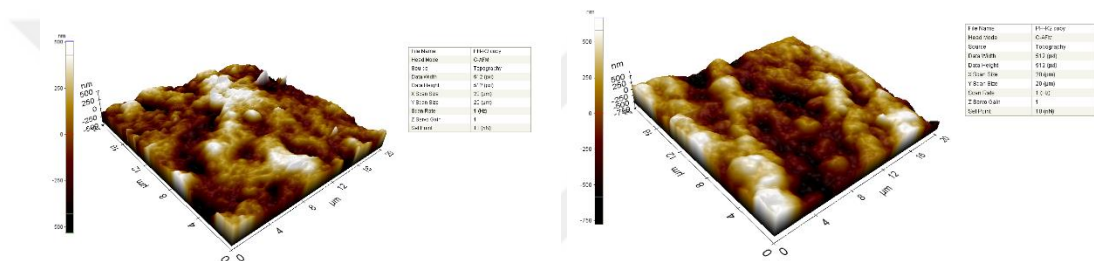


Şekil 4. 7. Vivodent PE (a) tükürük, (b) kefir, (c) portakal, (d) kola başlangıç ve 14. gün AFM görüntüleri

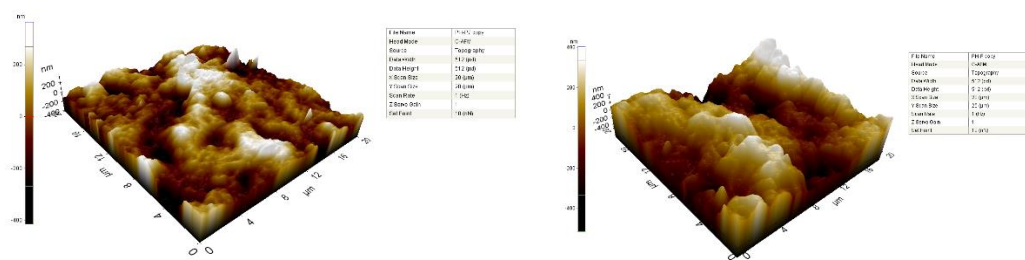
PE grubu dişlerde yapay tükürük ve kefirde bekleyen örneklerin başlangıç ve 14. Gün görüntüleri arasında belirgin farklılıklar yoktur. Kola ve portakal suyunda bekleyen örneklerde ise asit etkisiyle oluşan yüzeysel çözünmeler koyu kahverengi alanlar olarak gözlenmektedir.



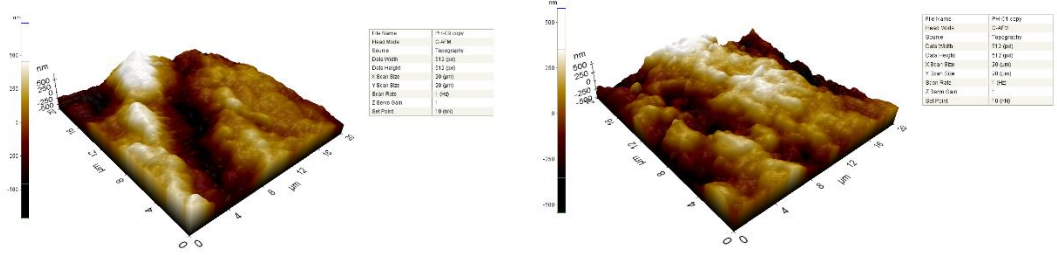
a



b



c



d

Şekil 4. 8. SR Phonares II (a) tükürük, (b) kefir, (c) portakal, (d) kola başlangıç ve 14. gün AFM görüntüleri

Phonares II grubunda başlangıç ve 14.gün görüntüleri diğer diğ grupları kadar fark içermemektedir. Yine bu örneklerde de yüzeysel çözünmeler göze çarpmaktadır.

5.TARTIŞMA

“Farklı pH değerlerindeki sıvıların farklı içeriklere sahip yapay diş materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, renk ve mikrosertlik gibi fiziksel özelliklerini etkilemeyeceği şeklinde belirtilen null hipotezimiz çalışmamızın sonucunda reddedilmiştir. Çalışmadan elde edilen bulgulara göre materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabiliteleri solüsyonlardan etkilenecek zamanla artarken, mikrosertlik bulgularımız azalmıştır.

Diş hekimliğinde erozyon, bakteriyel bir etken olmadan diş yüzeyindeki sert dokularda asitlerin etkisiyle meydana gelen madde kaybıyla görülen kronik bir durumdur(2). Asitli içecekler, enerji içecekleri ve asidik potansiyele sahip besin materyallerinin dental erozyonla ilişkileri çalışmalarda rapor edilmektedir(3,104). Düşük pH değerine sahip içecekler sadece doğal diş yüzeylerini değil, rezin içerikli restorasyon materyallerinin de yüzeylerini etkileyerek bozulmaları hızlandırmaktadır. Resin esaslı restoratif materyaller düşük pH değerine sahip ortamlarda kaldıklarında yapılarında bulunan doldurucu bileşenlerin resin materyalden ayrıldığı ve matriks içeriğinde bozunmalar görüldüğü yapılan çalışmalarda gösterilmiştir(37,105,106).

Restorasyon yüzeyinin pürüzlülük miktarı, uzun dönem başarısını ve estetiğini etkilediği için klinik olarak önemlidir(107). Yüzey pürüzlülüğü; restoratif materyallerin aşınmasını arttırmakta, renklenmesine sebebiyet vermekte ve aynı zamanda plak oluşumunu arttırmaktadır(108,109). Yüzey pürüzlülüğü; resin materyallerde var olan doldurucu partiküllerin miktarına, çeşidine, şekline, boyutu ve dağılımına, resin matriksin çeşidine, doldurucu ile matriksin birleşimine bağlı olarak değişim göstermektedir(110).

Restoratif materyallerin ağız ortamında dayanıklılıklarını uzun dönem devam ettirmeleri gerekmektedir. Ağız şartları düşünüldüğünde materyaller kısmen veya sürekli olarak organik ve inorganik maddelerin yanı sıra tükürük sıvısının da etkisi altındadır. Dolayısıyla tüketilen gıda ve içeceklerde bulunan kimyasal ajanlar, pH ve sıcaklık değişimleri protezlerin ve protez yapımında kullanılan yapay dişlerin ömrünü etkilemektedir(111,112).

Tam ve bölümlü protezlerin yanı sıra implant destekli hibrit protezlerin yapımında çoğunlukla akrilik yapay dişler kullanılmaktadır. Protetik rehabilitasyonda kullanılmak üzere konvansiyonel akrilik dişlere alternatif olarak, çapraz bağ içeren modifiye akrilik dişler mikro ve nano doldurucu içeren kompozit rezin dişler de kullanılmaktadır (27,113,114).

Akrilik yapay dişlerin yüzey pürüzlülüğü, renk ve mikrosertlik gibi fiziksel özelliklerinin çözücülerden fazla etkilenmektedir. Ayrıca yapılarında inorganik doldurucu içermediği için aşındırıcı etkilere karşı dayanıksız olması sebebiyle yapılarına farklı doldurucu ve monomerler eklenerek fiziksel özellikleri iyileştirilmiştir. Konvansiyonel rezinlerin sahip olduğu bu olumsuz özelliklerin geliştirilerek fiziksel anlamda daha dayanıklı yeni diş materyalleri olan modifiye akrilik, mikro ve nano kompozit rezin materyalleri üretilmiştir(115–117).

Yeni içeriklere sahip yapay dişlerin üretimi Nanoteknoloji yardımıyla gerçekleşmektedir. Maddenin nanometre boyutunda düzenlemeler yapılabilen bu teknoloji sayesinde materyaller istenilen şekilde üretilebilmektedir(7,118–120).

Nano hibrit kompozit rezin dişler üretilmektedir (UDMA) ve metilmetakrilatın (MMA) bir komonomerinden, polimetilmetakrilattan (PMMA) ve düzgün olarak dağılmış nano boyutlu doldurucu partiküllerden oluşurlar. Bu materyalleri güçlü kılan PMMA içermesi, UDMA ile çapraz bağlantı yapması ve inorganik doldurucular içermesidir(13,121,122).

Sarrett ve ark. (2000), su emilimi ile doldurucu ve matriks bağlantısının kırıldığını ve doldurucu yüzeyin hidrolitik ayrışması sonucu kompozitlerin fiziksel özelliklerini değiştirdiğini belirtmişlerdir

Penazzo ve ark. (2014), kompozit rezin içerikli dişlerin artmış doldurucu miktarının etkileşimde bulunan sıvılardan su emilimini azaltarak materyal yüzeyinde meydana gelecek bozulmayı azalttığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda yukarıda belirtilen sebepler göz önünde bulundurularak farklı içeriklere sahip rezin esaslı yapay dişlerin farklı pH değerlerine sahip sıvılarda

bekletilmesi sonucunda yüzey pürüzlülüğü, renk ve mikrosertlik değerlerinde meydana gelen değişimlerin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Barreto ve ark. (2019), akrilik rezin yapay dişlerin yüzey pürüzlülüğü, biyofilm adezyonu ve renk stabilitesi üzerine sürekli mekanik polisaj protokolünün etkisini inceledikleri çalışmada elde tutulan bir motor, keçe çarkı ve iki haftada bir veya ayda bir uygulanan alüminyum oksit pastası aracılığıyla mekanik cilalamanın, yapay akrilik reçinede renk kararlılığı, yüzey pürüzlülüğü üzerindeki zararlı etkileri azaltabildiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda ölçüm işlemlerini kolaylaştırmak ve ölçüm yüzeylerini standart hale getirmek amacıyla hazırlanan numuneler üzerinde hassas kesme cihazı ile mine seviyesinde düzeltme yapılmış ve (600-800-1000) grit silikon karbit zımpara ile su altında yüzey işlemi uygulandıktan sonra geleneksel polisaj işlemine tabi tutulmuş olup deney ve ölçüm işlemleri bundan sonra yapılmıştır.

Rezin yapılı materyallerde polimerizasyon sonrası reaksiyona girmemiş olan bileşenlerin ayrılması malzemenin difüzyon oranına bağlı olarak değişmekte, difüzyon oranını ise polimerin tipi, doldurucu yüzey yapısı ve içerisinde bulunduğu çözücünün tipi etkilemektedir; 3 saat distile suda bekletme sonrası %50 oranında reaksiyona girmemiş bileşenlerin ayrıldığı, 24 saatlik bekletme durumunda ise tamamen materyalden ayrılmanın gerçekleştiği saptanmıştır(123). Bu sebeple örnekler ilk aşamada 24 saat distile suda bekletildikten sonra başlangıç ölçümleri yapılmıştır.

Çalışmamızda yapay dişlerin bekletildiği asidik sıvıların seçiminde öncelik olarak bireylerin günlük tüketimi ve diyet içeriği göz önünde bulundurulmuştur. Birçok yiyecek ve içecek, hem ağızdaki doğal dişlerin hem de restorasyon materyallerinin özelliklerini etkilemektedir. Kritik pH seviyesi olan 5.5'ten daha düşük pH değerlerine sahip yiyecek ve içeceklerin diş sert dokularını demineralize edebileceği rapor edilmiştir(4). Daha önceki çalışmalarda test edilen içecekler arasında portakal suyu, elma suyu kola gibi içecekler bulunmaktadır. Bu içeceklerde yaygın olarak bulunan asitler; sitrik, malik, fosforik ve karbonik asitlerdir(124).

Sitrik asitlerin eroziv potansiyeli yüksektir bunun nedeni apatitte bulunan kalsiyum gibi mineralleri bağlayabilen bir şelat ajanı olarak işlev görmesidir(125).

Gazlı içecekler ise çoğunlukla fosforik asit içermektedir(126). Çalışmamızda kullandığımız portakal suyu sitrik asit içerirken kola ise fosforik asit içermektedir.

Probiyotikler yeterli miktarda alınırse temel beslenmeye ek olarak insan sağlığı açısından da yararlı etkileri vardır. Probiyotik olarak kefir, probiyotik laktobasili ve mayaları içeren kefir tanelerinin fermentasyonu sonucu üretilmektedir. Mayalanma sonrasında asetik asit, laktik asit ve CO₂ içeren; ekşimsi ve hafif asidimsi bir tada sahip olmaktadır. Yaygın olarak intestinal sistem problemlerinin düzeltilmesi için kullanılan probiyotikler oral sağlığın desteklenmesi için son zamanlarda kullanılmaktadır. Oral mukozada gerek periodontal gerekse dental problemlerin çözümlerinde tedavi alternatifleri olarak denenmeye devam edilmektedir(127).

Literatürde yapay diş materyalleri ve probiyotikler arasındaki ilişkiye dair yeterli miktarda çalışma bulunmamaktadır. Probiyotiklerin intestinal sistem problemleri, oral sağlığın desteklenmesi gibi alternatif tedavi yöntemi olarak kullanımının artması sebebiyle bir probiyotik olan kefir çalışmamıza dahil edilerek literatüre katkı sağlamak amaçlanmıştır.

Tükürüğün yapısının karmaşık olması ve bireyden bireye ağız sağlığına bağlı olarak değişiklik göstermesi nedeniyle çalışmamızda standart ve ideal tükürük ortamı sağlanabilmesi amacıyla Francisconi ve ark. (128); Toksoy-Topcu ve ark. (129); De Oliveira ve ark.'nın (130) çalışmalarında olduğu gibi yapay tükürük tercih edilmiştir.

Literatürde bizim araştırdığımız parametrelerin bakıldığı çalışmaların birçoğunda hazırlanan örneklerin deney aşamalarının 37°C sıcaklıkta yapıldığı görülmüştür(126,131,132). Zuo ve ark. (2016), 37°C sabit sıcaklıkta 4 farklı marka akrilik diş materyali üzerinde çalışmalar yapmışlardır. Bizim çalışmamızda kullanılan etüv cihazının ısısı da 37°C sabitlenmiş olup ortalama ağız içi sıcaklığı taklit etmesi amaçlanmıştır.

Sıvılarda bekletme süreleri açısından literatüre bakıldığında çalışmalar farklılıklar göstermektedir. Güler ve ark. (2005), çay, kola, vişne suyu, kahve ve kırmızı şarabın kompozit restorasyonlar üzerine etkilerini incelerken örnekleri 24 saat hazırlanan solüsyonlarda bekletmişlerdir Araştırma esnasında bir bardak içeceğin

tüketilme süresi 15 dakika, günlük ortalama içecek tüketim miktarı da 3,2 bardak olarak kabul edilmiştir. Yapılan hesaplama sonucunda 24 saat solüsyonda bekleme süresinin yaklaşık olarak 1 aylık içecek tüketimine denk geldiği belirtilmiştir.

Güler ve ark. (2017), farklı içerikli rezin esaslı restoratif materyallerin farklı pH değerlerindeki sıvılarda bekletilmesi sonrası yüzey pürüzlülüğüne ve renk değişimlerine etkilerinin karşılaştırmalı olarak inceledikleri bir çalışmada örnekleri 18 saat hazırlanan solüsyonlarda geriye kalan 6 saat ise distile su içerisinde olmak üzere, 7 ve 14 günlük sürelerde bekletmişlerdir. Biz de çalışmamızda numuneleri günlük 18 saat solüsyon, 6 saat distile suda olmak üzere 7 ve 14 günlük sürelerde bekleterek farklı asidik pH'daki sıvıların uzun dönemde pürüzlülük, renk ve mikrosertlik değişimine olan etkilerini karşılaştırmayı amaçladık. Von Fraunhofer ve ark. bir sıvıda 14 günlük(336 saat) yaşlandırma işleminin yaklaşık olarak 13 yıla denk geldiğini belirtmişlerdir(133). Bir protetik rehabilitasyonun ortalama kullanım süresinin 10 – 20 yıl arasında olduğu düşünüldüğünde çalışmamızda seçtiğimiz sürelerin kabul edilebilir olduğunu düşünmekteyiz

Standardizasyonu sağlamak amacıyla çalışmamızda; Hamouda (126); Karaman ve ark.'nın (132) çalışmalarında olduğu gibi deney süresince asidik sıvıların pH değişikliğini ve bakteriyel kontaminasyonu engellemek için sıvıları her gün yeniledik.

Yüzey pürüzlülüğü incelemelerinde çeşitli tekniklerden faydalanılmaktadır. Bu yöntemlerden iki-boyutlu (mekanik) ve üç-boyutlu (optik) profilometreler nicel sonuçlar verirken, AFM ve SEM nitel sonuçlar vermektedir(66).

Optik ve mekanik profilometreler Ra değeri için benzer sonuçlar verirken; Rz, Rpm ve Rt değerleri açısından farklı değerler verebildikleri belirtilmiştir(134). Ra parametresi yüzeyin sahip olduğu pürüzlülük değerlerinin orta hattan sapmalarının aritmetik ortalamaları hesaplanarak elde edilir(135). Ra değerinin 1 μm 'den az olduğu durumlarda restorasyonlar gözle görülebilir derecede düzgün bir yüzeye sahip olacaktır(136). Restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün oklüzal kontakt alanlarındaki mine pürüzlülüğüne ($Ra=0.64 \mu\text{m}$) yakın değerlere sahip olması gerekmektedir(137).

Ra değeri dental materyallerle yapılan yüzey pürüzlülüğü çalışmalarında en sık kullanılan değerdir(138–140).

Çalışmamızda her ölçümde örneklerin yüzeyinden 3'er defa Ra değeri ölçülüp değerlerin ortalamaları üzerinden pürüzlülük bakılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü bakılırken tek bir yöntem yeterli sonuçlar vermeyebilir. Profilometre ile pürüzlülüğün bakıldığı çalışmalarda daha ayrıntılı yüzey bilgisi sunan AFM ve SEM gibi yöntemler elde edilen profilometre bulgularını desteklemek amacıyla kullanılmıştır(141,142).

AFM analizi, örnek yüzeylerinden üç boyutlu görüntülerin elde edilmesini sağlar. SEM cihazının aksine, AFM cihazında örnek yüzeyine herhangi bir işlem yapılmamaktadır. AFM ölçümü üç boyutlu görsellerin yanı sıra rakamsal değerler de vermektedir. Fakat, ölçüm esnasında tarama yapılan alanın çok küçük olması sebebiyle tekrarlanan ölçümlerde aynı yeri bulmak oldukça zordur. Aynı zamanda AFM ölçümleri uzun süren ve maliyetli ölçümlerdir(59).

Çalışmamızda profilometre ile ölçüm sonuçlarını desteklemek amacıyla SEM ve AFM analizlerinden yararlanılmış olup bu analizler maliyetli ve zaman alıcı olduğu için çalışmamızda her gruptan rastgele birer örnek seçilerek AFM ve SEM analizleri yapılmıştır.

Çalışmamızın bulgularına göre başlangıç pürüzlülük sıralaması $DCL > İvostar > PE > PH$ şeklindedir. Materyallerin yüzey özelliklerine etki eden etmenlerden bazıları; restoratif materyalin kendinden kaynaklanan özellikleri olan doldurucu içeriği, boyutu, tipi, organik matrikse oranı, polimer matriksle silanın konversiyon derecesidir (Willems ve ark., 1993; Tanoue ve ark., 2000). Buradaki yüzey pürüzlülüğü farklılığın hem diş materyallerinin içeriklerindeki farklılıklardan hem de üretimleri esnasında oluşturulan morfolojik yüzey farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz

Sarı ve ark. (2010), yapmış oldukları çalışmada eroziv yiyecek ve içeceklerin incelenen restoratif materyal ve diş gruplarının yüzey pürüzlülüğü üzerine etkili olduğunu bulmuşlardır. En fazla değişikliğin kola ve portakal suyunda gözlemlendiğini belirterek bunun sebebi olarak da bu içeceklerin düşük pH değerlerini göstermişlerdir. Genel olarak düşük pH'ya sahip yiyeceklerin daha büyük eroziv etkiye sahip olduğu bilinmektedir (Yap ve ark., 2000b; Wongkhantee ve ark., 2006). Biz de kola ve portakal suyunun bu etkisinin düşük pH değerlerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz

Tüm bu değerlendirmeler sonucunda çalışma gruplarımızın ortalama Ra değerlerinin mine yüzey pürüzlülüğünden ($Ra=0.64 \mu m$) daha düşük olduğu görülmektedir. Çalışmamızda elde edilen SEM görüntüleri de Ra değerlerini desteklemektedir. kola ve portakal suyunda bekletilen İvostar ve DCL gruplarına ait materyaller için başlangıç ve 14.gün görüntüleri arasında en düzensiz yüzeyler gözlemlenmişken, mikrohibrit (Vivodent PE) ve nanohibrit (Phonares II) gruplarına ait numunelerde yüzeydeki düzensizlikler daha az seviyededir. Bu farklılık materyaller arasındaki kimyasal farklılıklardan kaynaklanmış olabilir.

AFM görüntüleri incelendiğinde tüm gruplar için başlangıç ve 14. Gün değerleri karşılaştırıldığında, sıvı ile muamele eden örneklerin yüzeylerde düzensizliklerin arttığı göze çarpmaktadır. Ra değerlerindeki değişimleri birebir olarak yansıtmıyor olsa da farklı pH değerlerine sahip sıvılarda bekletilen yapay dişlerin yüzeylerinde zamana bağlı olarak çözünmelerin ve değişikliklerin olduğu gözlemlenmektedir.

Yapay dişler farklı pH değerlerindeki sıvılara maruz kaldıkları zaman yüzey pürüzlülüğünün yanı sıra renk anlamında da değişikliğe uğramaktadırlar. Dental materyallerin yiyecek ve içeceklere maruz kalmalarıyla birlikte plak birikimi ve renklenmeye olan meyili pürüzlü yüzeylerde daha da artar (Haselton ve ark., 2004). Dental materyallerde renk değişimi belirlenirken gözle değerlendirme yöntemi ve renk analiz cihazları kullanılmaktadır. Günümüzde gözle değerlendirme yöntemi objektiflik anlamında soru işaretleri oluşturacağı için daha çok renk analiz cihazları kullanılarak renk değerlendirmeleri yapılmaktadır(143,144). Çalışmamızda renk değişiklikleri CIE $L^*a^*b^*$ (Commission Internationale d'Eclairage $L^*a^*b^*$ color

space) renk ölçeği kullanılarak değerlendirilmiştir.

Paul ve ark. (2002), spektrofotometrelerle kalorimetre cihazlarını kıyaslandığında, daha detaylı ölçümler elde edildiğini ve spektrofotometrelerin 0.48 ΔE hata payı ile yüksek oranda tekrarlanabilir sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Vita EasyShade (Vita Zahnfabrik) spektrofotometre ile yapılan çalışmalarda, tekrarlanan ölçümlerde güvenilir sonuçlar elde edilmiştir(145,146).

Çalışmamızda renk analizleri için Vita Easyshade (Vita Zahnfabrik) spektrofotometre cihazı kullanılmıştır. Renk değişimleri (ΔE) materyallerin solüsyonlara konmadan önceki başlangıç L^* , a^* , b^* değerleri, 7.gün ve 14.gün L^* , a^* , b^* değerlerinden çıkarılarak elde edilmiş ve böylece materyallerin başlangıçtaki temel renkleri arasındaki farkların çalışma sonucunu etkilemesi engellenmiştir. Renk ölçüm cihazlarının ölçümler esnasında yatay ve dikey yönde hareketsizliğinin sağlanması başarılı sonuçlar için tavsiye edilmiştir (Douglas ve Przyblaska, 1999; Haselton ve ark., 2005). Biz de çalışmamızda renk ölçüm cihazının her ölçümde stabil olması için hazırlamış olduğumuz silikon indeksi kullandık.

Hosoya ve ark. (1992), restoratif rezinlerin renk stabilitesini; saklama solüsyonlarının pH'ının, ultraviyole ışık radyasyonunun da etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda ortam ışığından etkilenmeyi önlemek amacıyla numuneler deney süresince etüv cihazında karanlık ortamda bekletilmiştir.

$\Delta E'$ nin 1' den düşük değerleri insan gözü tarafından algılanamazken aletli ölçümlerle algılanabilir, 1 ve 3.3 arasındaki ΔE değerler eğitimli gözlemciler tarafından görsel olarak saptanabilir ancak yine de klinik olarak kabul edilebilirdir; ΔE 'nin 3.3'ten daha yüksek değerleri herkes tarafından algılanabilir seviyedir, dolayısıyla klinik olarak kabul edilemez (131). Bunun aksini savunan araştırmacılar Alghazali ve ark. (2012), yapay dişler için $\Delta E > 1,9$ olduğunda algılandığını ve $\Delta E = 4,2$ 'ye kadar kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular klinik olarak kabul edilebilir seviyenin altındadır. Çalışmamızda kullanılan farklı sıvılar ΔE değerleri açısından karşılaştırıldığında en yüksek değerler kola($\Delta E=1,79$) ve portakal suyunda($\Delta E=1,69$) bekleyen numunelerde görüldü. $\Delta E1$

değerleri arasında sıralama İvostar (1.65) > DCL (1,61)> PE (1,44) > PH (1,07) şeklinde bulunmuştur.

Çalışmamızda genel olarak ΔE değerleri 2 den küçük olarak hesaplanırken bu değerler klinik olarak kabul edilebilir seviyedeydi. ΔE_2 ve ΔE_1 değerleri karşılaştırıldığında numunelerin sıvılarda bekleme süresi uzadıkça renk değişimlerinin arttığı gözlenirdi. 0-7 gün arasındaki renk değişiminin, 7-14 gün arasındaki değişimine göre daha yüksek olması ve zamanla renk değişikliğinin azalması materyallerin yapısal olarak daha kararlı hale geldiği şeklinde yorumlanabilir.

ΔE_2 değerleri açısından materyaller kendi aralarında karşılaştırıldığında en yüksek değerler kolada bekletilen örneklerde ölçülürken sıralama ise; DCL (1,79)> İvostar (1,74)> PE (1,54)> PH (1,14) şeklinde bulundu. Yapay tükürük ve kefir sıvılarında bekletilen Phonares II örneklerine ait ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri 1 den küçük olarak hesaplanarak, en az değişim gösteren grup olarak bulundu. İmamura ve ark. (2008), deneysel olarak ürettikleri silanla kaplanmış nano dolduruculara sahip kompozit rezin yapay dişlerin renklenmeye karşı en yüksek direnci gösterdiği sonucunu elde etmişlerdir. Bizim çalışmamızda Phonares II'nin zamana ve solüsyonlara bağlı olarak renklenmeye karşı gösterdiği direnç, yapısındaki silanize doldurucuların mevcudiyetinden kaynaklanıyor olabilir.

Yeşil Duymuş ve ark. (2013), yapay tükürükte bekletilen örneklerin de renk değişimi gösterdiğini belirtmişler, bu durumu polimerin yapay tükürük bileşenlerini absorbe etmesine bağlamışlardır. Çay, meyve suyu ve kolanın benzer renk değişikliğine sebep olduğunu ve boyanmanın zamana bağlı olarak arttığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da yapay tükürükte bekletilen örneklerde başlangıç renk değerleriyle 7.gün ve 14. Gün değerleri arasında farklılıklar bulundu, zaman olarak karşılaştırıldığında en fazla değişiklik 0-7 gün ölçümleri arasındayken, 7-14 gün arasındaki değişimle arasındaki farklılık anlamsızdı.

Fiziksel bir özellik olarak mikrosertlik, bir materyalin lokal deformasyona karşı gösterdiği dirençle ilişkili yüzey özelliği olarak tanımlanır. Ayrıca sertlik değeri, dental materyallerin fonksiyon sırasında yıpranmaya karşı direncinin de

göstergesidir(Craig ve Powers, 2002).

Yapay dişlerin yüzey sertliği, tam ve bölümlü protezlerin klinik başarısını etkileyen önemli etkenlerden biridir ve literatürde çalışmalara rastlamak mümkündür (Kawano ve ark., 2002; Pavarina ve ark., 2003; Campanha ve ark., 2005.)

Vickers ve Knoop sertlik yöntemleri mikrosertlik testleri olarak, Rockwell ve Brinell sertlik yöntemleri ise makrosertlik testleri olarak tanımlanmaktadır (Sarı ve ark., 2010). Brinell ve Rockwell sertlik testlerinin daha çok metal alaşımlarda, Vickers ve Knoop sertlik testlerinin ise altın, porselen, kompozit rezinler ve simanlar gibi diş hekimliğinde kullanılan bütün materyallerin sertliğinin ölçülmesinde kullanılabileceği bildirilmiştir (Ersu ve ark., 2007).

Birçok araştırmacı çalışmalarında rezin esaslı materyallerin yüzey sertlik analizlerini Vickers mikrosertlik test yöntemini kullanarak yapmışlardır (Hirano ve ark., 1998; Diaz-Arnold ve ark., 1999; Mandikos ve ark., 2001; Kawano ve ark., 2002; Ellakuria ve ark., 2003; Pavarina ve ark., 2003; Aliping-Meckenzie, 2004; Campanha ve ark., 2005; Wongkhantee ve ark., 2006; Bagheri ve ark., 2007; Ersu ve ark., 2007; Loyaga-Rendon ve ark., 2007a; Yanıkoğlu ve ark., 2009; Özkan ve ark., 2012). Biz de çalışmamızda Vickers sertlik ölçüm metodunu uyguladık.

Literatürde, sertlik ölçümü testlerinde mikrosertlik cihazıyla uygulanan yüklerin farklılık gösterdiği görülmektedir (Kawano ve ark., 2002; Pavarina ve ark., 2003; Campanha ve ark., 2005; Ersu ve ark., 2007; Loyaga-Rendon ve ark., 2007a). Bizim çalışmamızda numuneler standart metalografik numune hazırlama yöntemleri ile hazırlanıp tepe açısı 136° olan elmas kare piramit uç kullanılarak VHN sertlik değerleri 0.1kg-f yük altında ölçüldü, tatbik süresi 15 sn olarak belirlendi. Vickers tekniğinde örneklerin farklı bölgelerinden ölçümler yapılarak ortalamalar alınmaktadır biz de çalışmamızda numunelerin 3 farklı bölgesinden ölçüm yapılarak ortalamaları alındı.

Loyaga-Rendon ve ark. (2007), yapay dişlerin yüzey sertliklerindeki farklılıkları; akrilik rezin dişler için çapraz bağların varlığına, kompozit rezin dişler için ise içerdikleri dolgu partiküllerinin ve bileşimlerinin farklı olmasına bağlamışlardır. Ancak literatürde, materyal teknolojilerindeki gelişmeler doğrultusunda yeni geliştirilen ve rutin kullanımına girmeye başlayan

nanodolduruculu kompozit rezin, mikrodolduruculu kompozit rezin gibi farklı içeriklere sahip yapay dişlerin yüzey sertliği üzerine, farklı ph değerlerine sahip içeceklerin etkisini değerlendiren bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Ersu ve arkadaşları (2007), farklı yapıdaki yapay dişlerin (mikrodolduruculu kompozit (Orthosit), çapraz bağlar içeren akrilik ve konvansiyonel akrilik) mikrosertliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda en yüksek değerler mikrodolduruculu kompozit yapay diş grubunda (31 kg/mm^2), en düşük değerler ise konvansiyonel akrilik rezin yapay diş grubunda (23 kg/mm^2) elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda da T0, T1 ve T2 ölçümleri karşılaştırıldığında en yüksek mikrosertlik grubuna ait bulunmuştur. NHC rezin grubundan sonra ise sırasıyla DCL > PE > İvostar şeklindedir. Araştırmacıların bulguları ile verilerimiz, materyallerin ölçüm tekniklerinin farklılığına rağmen paralellik göstermektedir.

Suzuki ve ark. (2004), dört farklı yapıdaki yapay dişin (nano- kompozit, mikro dolduruculu kompozit, çapraz bağlı akrilik rezin, konvansiyonel akrilik rezin) aşınma, mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü özelliklerini karşılaştırmışlardır. Araştırmanın sonuçlarına göre nano-dolduruculu kompozit rezin dişler diğer dişlerden daha sert ve yüksek aşınma direncine sahiptir. Materyal ve metotta farklılıklar olmasına rağmen bulgularımızı destekler niteliktedir. Kullanılan dişlerin ticari olarak farklı olması ve araştırmacıların Knoop sertliği için kullandığı mikrosertlik cihazının uygulama süresinin ve kuvvetinin farklılığı bulguları sayısal olarak etkilemiş olabilir.

Materyallerin mikrosertlikleri, içeceklere maruziyetle birlikte azalmaktadır(147). Goiato ve ark. (2014), farklı içecek ve temizleme solüsyonlarında farklı sürelerde beklettikleri polimerin mikrosertliğinin, en fazla kola solüsyonunda azaldığı sonucu elde etmişlerdir. Biz de çalışmamızda buna benzer şekilde mikrosertlik üzerinde en fazla değişikliğin kola ve portakal suyunda olduğu sonucunu elde ettik. Sıvılarda bekletilerek yaşlandırılan örneklerin mikrosertlik bulgularının tüm yapay diş gruplarında mikrosertlik değerlerinin azaldığı sonucu elde edilmiştir.

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde elde edilen bulgular; rezin esaslı yapay diş materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, renk stabilitesi ve mikrosertlik değerlerinin

düşük pH değerlerinden etkilendiğini göstermiştir. Bu sonuçlar AFM ve SEM görüntüleri ile desteklenmiştir. Klinik olarak materyallerin bazı fiziksel özelliklerindeki değişimler estetik ve fonksiyonel olarak problemlere sebep olabilmektedir. Klinisyenlerin materyal seçiminde hastaların diyet alışkanlıklarını ve sıklıklarını göz önüne alarak tedavi planlamaları açısından verilerimizin literatüre katkıda bulunabileceği düşünülmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı pH değerlerindeki içeceklerde bekletilen yapay diş materyallerinin fiziksel özelliklerinin karşılaştırıldığı bu in vitro çalışmada aşağıdaki çıkarımlar elde edildi.

Çalışmamızın bulgularına bağlı olarak asitli içeceklerin sık tüketimi gibi restorasyon materyallerinin fiziksel özelliklerini olumsuz etkileyebilecek durumlar karşısında hekimlerin kullanacağı materyalin seçimine dikkat etmesi gerektiği, hastaların da bu konuda uyarılması ve restorasyonların ağız ortamındaki sıvılardan etkilenecek; yüzey pürüzlülüğünün artacağı ve renk stabilitesinin bozulacağı konusunda bilgilendirilmesi gerekmektedir. Ayrıca ağız ortamında içeceklere sürekli maruz kalınmadığı, tükürük veya diğer sıvıların boyayıcı içeriği seyrelttiği ve restorasyonların dişlerle birlikte fırçalandığı düşünülürse ağız ortamında fark edilebilir bir renk değişimi çok daha uzun sürede kendini gösterebilecektir. Bu yüzden bu tip çalışmaların in vivo çalışmalar ile desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

- Farklı içerik ve özelliklere sahip rezin yapay dişlerin; pürüzlülük, renk ve mikrosertlik değerleri farklı pH değerlerine sahip sıvılardan etkilenebilmektedir.
- Farklı pH değerlerine sahip sıvılara maruziyetle beraber yapay diş materyallerinin yüzey pürüzlülüklerinde artış görülmektedir. Başlangıç ölçümlerinde en yüksek Ra değeri DCL materyalinde ($0,51 \pm 0,08$) ölçülürken, en düşük değer Phonares II materyalinde ($0,18 \pm 0,02$) olarak ölçülmüştür.
- Sıvılar arasında en çok renk değişimine sebep olanlar portakal suyu ve koladır. Renk stabilitesi açısından değerlendirildiğinde, ΔE değerleri arasındaki farkın en fazla olduğu gruplar konvansiyonel akrilik grubu (ivostar) ve çift çapraz bağlı akrilik grubu (Vivodent DCL) dir.
- Mikrosertlik değerleri sıvılarda yaşlandırma sonrası tüm yapay diş gruplarında azalmıştır. En düşük mikrosertlik değerleri İvostar grubunda ölçülürken, en yüksek mikrosertlik değerleri nanodolduruculu (Phonares II) grup ve mikrodolduruculu (Vivodent PE) gruplarda ölçülmüştür.

7. KAYNAKLAR

1. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi, 5. Baskı Quintessence Yayıncılık, İstanbul. 2010;
2. Ten Cate JM. Physicochemical aspects of fluoride-enamel interactions. Fluoride Dent. 1996;
3. Bevenius J, L'Estrange P. Chairside evaluation of salivary parameters in patients with tooth surface loss: a pilot study. Aust Dent J. 1990;35(3):219–21.
4. Grippo JO, Simring M. Dental 'erosion'revisited. J Am Dent Assoc. 1995;126(5):619–30.
5. Freire TS, Aguiar FG, Garcia LF, Pires-de-Souza FC. Colour stability of denture teeth submitted to different cleaning protocols and accelerated artificial aging. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2014;22(1):24–7.
6. Reggiani MGL, Feitosa FA, de Araújo RM. Color stability of artificial teeth after exposure to acid and staining agents. Brazilian Dent Sci. 2015;18(1):60–6.
7. ÖZAK ŞTY, ÖZKAN PTD. Farklı yapıdaki yapay dişlerin mikrosertlik, yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerinde değişik sıvı ortamlarının etkisinin değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi ...;
8. Çapa N, Kazazoğlu E, Çalikkocaoğlu S. Evaluating factors that affect the shade-matching ability of dentists, dental staff members and laypeople. J Am Dent Assoc. 2010;141(1):71–6.
9. Zarb GA, Bolender CL, Eckert SE, Jacob R, Fenton A, Mericske-Stern R. Prosthodontic treatment for edentulous patients. Compleat dentures Implant prostheses 12th ed St Louis Mosby. 2004;
10. Park Y-J, Song Y-H, An J-H, Song H-J, Anusavice KJ. Cytocompatibility of pure metals and experimental binary titanium alloys for implant materials. J Dent. 2013;41(12):1251–8.
11. Osman SA, McCabe JF, Walls AW. Bonding of adhesive resin luting agents to metal and amalgam. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2008;16(4):171–6.
12. Esirgen E, Koseoglu G, Yurdanur U. Farklı yumuşak astar malzemelerinin uzama miktarlarının ve PMMA kaideye bağlanma dayanımının karşılaştırılması. Cumhuriyet Dent J. 2012;15(2):83–92.
13. Suzuki S. In vitro wear of nano-composite denture teeth. J Prosthodont

- Implant Esthet Reconstr Dent. 2004;13(4):238–43.
14. de Sant’Anna GR, Simianato MRL, Suzuki MES. Sports dentistry: buccal and salivary profile of a female soccer team. Quintessence Int (Berl). 2004;35(8).
 15. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig’s restorative dental materials-e-book. Elsevier Health Sciences; 2012.
 16. Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. J Prosthet Dent. 2009;101(4):269–78.
 17. TERZİ A, AKÇABOY C. TÜRKİYE’DE ÜRETİLEN BAZI AKRİLİK TAKİM DİĞİLERİN TÜRK STANDARTLARI ENSTİTÜSÜ’NE UYGUNLUĞUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ.
 18. Combe EC. Notes on dental materials. 1992;
 19. Abe Y, Sato Y, Akagawa Y, Ohkawa S, Abe Y, Sato Y, et al. An in vitro study of high-strength resin posterior denture tooth wear. Int J Prosthodont. 1997;10(1).
 20. Powers JM, Wataha JC. Dental Materials-E-Book: Properties and Manipulation. Elsevier Health Sciences; 2014.
 21. Loyaga-Rendon PG, Takahashi H, Hayakawa I, Iwasaki N. Compositional characteristics and hardness of acrylic and composite resin artificial teeth. J Prosthet Dent. 2007;98(2):141–9.
 22. Philips RW. Skinner’s science of dental materials. 1991;
 23. Takaichi A, Nakamoto T, Joko N, Nomura N, Tsutsumi Y, Migita S, et al. Microstructures and mechanical properties of Co–29Cr–6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. J Mech Behav Biomed Mater. 2013;21:67–76.
 24. Barbosa DB, Barão VAR, Monteiro DR, Compagnoni MA, Marra J. Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerisation methods. Gerodontology. 2008;25(4):237–44.
 25. Balkenhol M, Michel K, Stelzig J, Wöstmann B. Repairability of cross-linked biopolymers. J Dent Res. 2009;88(2):152–7.
 26. Ergün G. New approaches in ceramic repair systems. Cumhuriyet Dent J. 19(1):87–110.
 27. Zeng J, Sato Y, Ohkubo C, Hosoi T. In vitro wear resistance of three types of composite resin denture teeth. J Prosthet Dent. 2005;94(5):453–7.

28. Michl RJ. Isosit-a new dental material. *Quintessence Int.* 1978;9(3):29–33.
29. Yuzugullu B, Acar O, Cetinsahin C, Celik C. Effect of different denture cleansers on surface roughness and microhardness of artificial denture teeth. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(5):333–8.
30. Kayacıoğlu B, Bayraktar G. Two-body Wear and Hardness of New Generation Artificial Resin Teeth. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2020;28(1):28–35.
31. Munshi N, Rosenblum M, Jiang S, Flinton R. In Vitro Wear Resistance of Nano-Hybrid Composite Denture Teeth. *J Prosthodont.* 2017;26(3):224–9.
32. Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links. *Eur J Oral Sci.* 1996;104(2):151–5.
33. Meurman JH, Ten Gate JM. Pathogenesis and modifying factors of dental erosion. *Eur J Oral Sci.* 1996;104(2):199–206.
34. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Cohen RE. Tooth wear: attrition, erosion, and abrasion. *Quintessence Int (Berl).* 2003;34(6).
35. Watson IB, Tulloch EN. Clinical assessment of cases of tooth surface loss. *Br Dent J.* 1985;159(5):144–8.
36. Zero DT. Etiology of dental erosion—extrinsic factors. *Eur J Oral Sci.* 1996;104(2):162–77.
37. Lussi A, Jaeggi T, Zero D. The role of diet in the aetiology of dental erosion. *Caries Res.* 2004;38(Suppl. 1):34–44.
38. Millward A, Shaw L, Smith AJ, Rippin JW, Harrington E. The distribution and severity of tooth wear and the relationship between erosion and dietary constituents in a group of children. *Int J Paediatr Dent.* 1994;4(3):151–7.
39. O'sullivan EA, Curzon ME. Dental erosion associated with the use of'alcopop'--a case report. *Br Dent J.* 1998;184(12):594–6.
40. Parry J, Shaw L, Arnaud MJ, Smith AJ. Investigation of mineral waters and soft drinks in relation to dental erosion. *J Oral Rehabil.* 2001;28(8):766–72.
41. McComb JL, Wright JL, O'Brien KD. Clinical guidelines for dentistry: will they be useful? *Br Dent J.* 1997;183(1):22–6.
42. Edwards M, Creanor SL, Foye RH, Gilmour WH. Buffering capacities of soft drinks: the potential influence on dental erosion. *J Oral Rehabil.* 1999;26(12):923–7.

43. Amaechi BT, Higham SM, Edgar WM. Factors influencing the development of dental erosion in vitro: enamel type, temperature and exposure time. *J Oral Rehabil.* 1999;26(8):624–30.
44. Hughes JA, West NX, Parker DM, Van Den Braak MH, Addy M. Effects of pH and concentration of citric, malic and lactic acids on enamel, in vitro. *J Dent.* 2000;28(2):147–52.
45. Meurman JH, Murtomaa H. Effect of effervescent vitamin C preparations on bovine teeth and on some clinical and salivary parameters in man. *Eur J Oral Sci.* 1986;94(6):491–9.
46. Bhatti SA, Walsh TF, Douglas CW. Ethanol and pH levels of proprietary mouthrinses. *Community Dent Health.* 1994;11(2):71–4.
47. Ganss C, Schlechtriemen M, Klimek J. Dental erosions in subjects living on a raw food diet. *Caries Res.* 1999;33(1):74–80.
48. Linnett V, Seow WK. Dental erosion in children: a literature review. *Pediatr Dent.* 2001;23(1):37–43.
49. Gregory-Head BL, Curtis DA, Kim L, Cello J. Evaluation of dental erosion in patients with gastroesophageal reflux disease. *J Prosthet Dent.* 2000;83(6):675–80.
50. Bartlett DW, Evans DF, Anggiansah A, Smith BGN. The role of the esophagus in dental erosion. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2000;89(3):312–5.
51. Shaw L, Smith AJ. Dental erosion—the problem and some practical solutions. *Br Dent J.* 1999;186(3):115–8.
52. Khan F, Young WG, Daley TJ. Dental erosion and bruxism. A tooth wear analysis from south east Queensland. *Aust Dent J.* 1998;43(2):117–27.
53. Järvinen V, Meurman JH, Hyvärinen H, Rytömaa I, Murtomaa H. Dental erosion and upper gastrointestinal disorders. *Oral surgery, oral Med oral Pathol.* 1988;65(3):298–303.
54. Kuroiwa M, Kodaka T, Abe M. Brushing-Induced Effects with and without a Non-Fluoride Abrasive Dentifrice on Remineralization of Enamel Surfaces Etched with Phosphoric Acid. *Caries Res.* 1994;28(5):309–14.
55. Çoğulu D, Ersin N, Topaloğlu AA. Asitli içeceklerin üç farklı restoratif materyalin yüzey sertliği üzerine etkisinin incelenmesi. *Dicle Diş Hek Derg.* 2008;9:7–12.
56. Paravina RD, Powers JM. Esthetic Color Training in Dentistry (Interactive

CD-ROM Inside). 2004;

57. Stavridakis MM, Kakaboura AI, Ardu S, Krejci I. Marginal and internal adaptation of bulk-filled Class I and Cuspal coverage direct resin composite restorations. *Oper Dent.* 2007;32(5):515–23.
58. ERTÜRK E, DALKIZ M. FELDSPATİK VE LİTYUM DİSİLİKAT CAM PORSELENLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNDE FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 26(1).
59. Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent.* 2006;31(4):442–9.
60. Tağtekin A, Durmusoglu O, Ozyoney G, Sütçü C, Yanikoglu FC. Microscopic evaluation of different sealant materials. *Balk J Stomatol.* 2009;13(2):99–104.
61. Weitman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc.* 1975;91(1):101–6.
62. Mehmet B, Öztaş N. Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Acta Odontol Turc.* 2013;30(1):13–7.
63. TÜREL V. RESTORATİF DENTAL MATERYALLERİN YÜZEY MEKANİK ÖZELLİKLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2015;25:77–82.
64. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent.* 2006;31(1):39–46.
65. ERGÜN G, YENİSEY M. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (FGK) Sabit Protezlerin Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) ile Değerlendirilmesi ve İçeriklerinin Element Analizlerinin (EDS) Yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2006;7(2):73–81.
66. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18(1):155–63.
67. Gadegaard N. Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotech Histochem.* 2006;81(2–3):87–97.
68. Coşkun A. Nano-Dünyanın Elektronik Gözlüğü Elektron Mikroskobu. *Bilim ve Tek Derg.* 2010;120–2.

69. Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? Dent Clin North Am. 2001;45(1):155–72.
70. Johnston WM. Color measurement in dentistry. J Dent. 2009;37:e2–6.
71. Kahramanoğlu E, Kulak-Özkan Y. The Effect of Different Restorative and Abutment Materials on Marginal and Internal Adaptation of Three-Unit Cantilever Implant-Supported Fixed Partial Dentures: An In Vitro Study. J Prosthodont. 2013;22(8):608–17.
72. GENÇER MDG, KIRZIOĞLU Z. GELİŞİMSEL MİNE DEFEKTLERİNİN TEDAVİSİNDE KULLANILAN ÇEŞİTLİ MATERYALLERİN RENK MASKELEME ETKİNLİĞİNİN GÖRSEL VE CİHAZ YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ. Black Sea J Heal Sci. 2019;1(3):46–53.
73. Tuncel İ, Işıl T, Düç B, Selçuker AH, Aslantaş A, Bekman E. Metal-seramik restorasyonlarda fırınlama sayısı ve seramik kalınlığının renk değişimine etkisi. Sencuk Dent J. 2017;4(3):123–7.
74. Güler AU, Sarıkaya IB, Güler E, Yücel AÇ. Effect of filler ratio in adhesive systems on the shear bond strength of resin composite to porcelains. Oper Dent. 2009;34(3):299–305.
75. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. J Dent. 2004;32:3–12.
76. Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. Quintessence Int (Berl). 1991;22(7).
77. Volpato C, Philippi A, Petter C, Fredel M. Ceramic materials and color in dentistry. INTECH Open Access Publisher; 2010.
78. Mclean JW, Sced IR. The bonded alumina crown. 1. The bonding of platinum to aluminous dental porcelain using tin oxide coatings. Aust Dent J. 1976;21(2):119–27.
79. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. Int J Periodontics Restor Dent. 2003;23(5):467–80.
80. KARAAĞAÇLIOĞLU LTD, ÇETİN GY. Farklı tam seramik sistemlerinin translusensi ve maskeleme özelliklerinin değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi ...;
81. Watts AM, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. Br Dent J. 2001;190(6).
82. Saraç D, SARAÇ YŞ, YÜZBAŞIOĞLU HE. Farklı gıda boyalarında akrilik kaide rezinlerinin renk sabitliğinin incelenmesi. Gazi Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2006;23(2):111–6.

83. Westland S, Luo W, Li Y, Pan Q, Joiner A. Investigation of the perceptual thresholds of tooth whiteness. *J Dent.* 2017;67:S11–4.
84. Öngül D, Mim A, Sahin H, Deger S. The effect of mouthrinses on color stability of the restorative materials. *Eur Oral Res.* 2012;46(2):13.
85. Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Dişhek Fak Derg.* 1992;13:29–36.
86. Schwabacher WB, Goodkind RJ, Lua MJR. Interdependence of the hue, value, and chroma in the middle site of anterior human teeth. *J Prosthodont.* 1994;3(4):188–92.
87. BAYINDIR F, WEE AG. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg(Clin Dent Res.* 2006;30(3):40–6.
88. FİDAN M, YEŞİLIRMAK N, TUNCDEMİR MT. Kahve ile Renklendirmenin Kompozit Rezinlerde Renk Stabilitesi ve Translusensi Parametresi Üzerindeki Etkisinin Değerlendirilmesi. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekim Derg.* 3(1):26–32.
89. de Azevedo Cubas GB, Habekost L, Camacho GB, Pereira-Cenci T. Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restorations and luted with two different agents. *J Prosthodont Res.* 2011;55(1):53–9.
90. Tuncdemir MT, Demirel MG, Akin C. Effect of the Age on Central Incisors and Canine Teeth Color Correlation. *Dentistry.* 2018;8(477):1122–2161.
91. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):458–64.
92. Ahmad I. Vital guide to Aesthetic dentistry. *Vital.* 2006;3(2):19–22.
93. Kurt M, TURHAN BAL B, Bal C. Güncel Renk Ölçüm Yöntemleri: Sistematik Derleme. *Türkiye Klin Dishekim Bilim Derg.* 2016;22(2).
94. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. 2006;
95. Gozalo-Diaz DJ, Lindsey DT, Johnston WM, Wee AG. Measurement of color for craniofacial structures using a 45/0-degree optical configuration. *J Prosthet Dent.* 2007;97(1):45–53.
96. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* 2010;38:e2–16.
97. Recen D, Önal B, Türkün LŞ. Deneyimin kompozit rezinlerin renk seçimi üzerine etkisinin bir spektrofotometre kullanılarak değerlendirilmesi. *Acta*

Odontol Turc. 2016;33(1).

98. MÜDÜROĞLU R, KIVRAK TÇ, NALÇACI A. Renk Belirlenmesinde Kullanılan Yöntem ve Cihazlar. *Cumhur Dent J.* 2018;21(1):61–9.
99. Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res.* 2003;17(1):43–8.
100. Chadwick RG, McCabe JF, Walls AWG, Storer R. The effect of storage media upon the surface microhardness and abrasion resistance of three composites. *Dent Mater.* 1990;6(2):123–8.
101. Ribeiro DG, Pavarina AC, Dovigo LN, de Oliveira Mima EG, Machado AL, Bagnato VS, et al. Photodynamic inactivation of microorganisms present on complete dentures. A clinical investigation. *Lasers Med Sci.* 2012;27(1):161–8.
102. ALShetili MSM, Al-Omari M. Color stability of nano-filled, micro-hybrid, and silorane-based dental composite resin materials. *Saudi J Oral Sci.* 2016;3(1):42.
103. Seymen F, Gülhan A. ARKA GRUP DIŞLERDE KULLANILAN ÇEŞİTLİ DOLGU MATERYALLERİNİN YÜZEY SERTLİKLERİNİN İNCELENMESİ-THE INVESTIGATION OF SURFACE HARDNESS OF VARIOUS POSTERIOR FILLING MATERIALS. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 1996;30(3):145–52.
104. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *J Am Dent Assoc.* 2004;135(8):1109–18.
105. Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of flowable resin composite surfaces eroded by acidic and alcoholic drinks. *Dent Mater J.* 2008;27(3):455–65.
106. Festuccia MSCC, Garcia L da FR, Cruvinel DR, Pires-De-Souza F de CP. Color stability, surface roughness and microhardness of composites submitted to mouthrinsing action. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(2):200–5.
107. ERDEMİR U, YAMAN B. DIŞ HEKİMLİĞİNDE MİKROSİZINTI VE MİKROSİZINTI ARAŞTIRMA YÖNTEMLERİ. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2011;45(1):25–35.
108. Joniot SB, Gregoire GL, Auther AM, Roques YM. Three-dimensional optical profilometry analysis of surface states obtained after finishing sequences for three composite resins. *Oper Dent.* 2000;25(4):311–5.
109. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, dos Santos Dias CT. The effect of six

- polishing systems on the surface roughness of two packable resin-based composites. *Am J Dent.* 2002;15(3):193–7.
110. Erdemir U, Sancakli HS, Yildiz E. The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. *Eur J Dent.* 2012;6(02):198–205.
111. Yew HZ. Colour changes in nano-filled and micro-hybrid composite resins on exposure to spices. 2012.
112. Moghaddasi N, Tavallali M, Jafarpour D, Ferroz R, Bagheri R. The Effect of Nanofilled Resin-Base Coating on the Mechanical and Physical Properties of Resin Composites. *Eur J Dent.* 2021;15(02):202–9.
113. Ghazal M, Albashaireh ZS, Kern M. Wear resistance of nanofilled composite resin and feldspathic ceramic artificial teeth. *J Prosthet Dent.* 2008;100(6):441–8.
114. Ghazal M, Hedderich J, Kern M. Wear of feldspathic ceramic, nano-filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists. *Eur J Oral Sci.* 2008;116(6):585–92.
115. Özböler S. İlave ışık uygulamasının kompozit rezinin yüzey sertliğine etkisinin in-vitro değerlendirilmesi. 2015;
116. Yelekçi S. Suni diş materyallerinin aşınma potansiyellerinin in-vitro değerlendirilmesi. 2019;
117. UZEL İ, KESİM B. Güncel Restoratif ve Profitez Çalışmaları I. 2019;
118. Kürkçüoğlu I, Köroğlu A, Özkır SE, Ateş M. Nanoteknoloji kavramı ve diş hekimliğindeki uygulamaları. *SDU J Heal Sci Institute/SDÜ Sağlık Bilim Enstitüsü Derg.* 2014;5(2).
119. Perihan O. DİŞ HEKİMLİĞİNDE NANOPARTİKÜLLERİN KULLANIM ALANLARI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 24(Supplement 8):49–55.
120. KOSHİ F, CENGİZ E, Faruk ER, ULUSOY N. RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE NANOTEKNOLOJİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2015;25(2).
121. Ahmad F, Dent Mc, Yunus N. Shear bond strength of two chemically different denture base polymers to reline materials. *J Prosthodont Implant Esthet Reconstr Dent.* 2009;18(7):596–602.
122. Gröger G, Rosentritt M, Behr M, Schröder J, Handel G. Dental resin materials in vivo—TEM results after one year: A pilot study. *J Mater Sci Mater Med.*

2006;17(9):825–8.

123. Ferracane JL, Condon JR. Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater.* 1990;6(4):282–7.
124. Hengtrakool C, Kukiattrakoon B, Kedjarune-Leggat U. Effect of naturally acidic agents on microhardness and surface micromorphology of restorative materials. *Eur J Dent.* 2011;5(01):89–100.
125. Attin T, Weiss K, Becker K, Buchalla W, Wiegand A. Impact of modified acidic soft drinks on enamel erosion. *Oral Dis.* 2005;11(1):7–12.
126. Hamouda IM. Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *J Esthet Restor Dent.* 2011;23(5):315–22.
127. Montalto M, Vastola M, Marigo L, Covino M, Graziosetto R, Curigliano V, et al. Probiotic treatment increases salivary counts of lactobacilli: a double-blind, randomized, controlled study. *Digestion.* 2004;69(1):53–6.
128. Honório HM, Rios D, Francisconi LF, Magalhães AC, Machado M, Buzalaf MAR. Effect of prolonged erosive pH cycling on different restorative materials. *J Oral Rehabil.* 2008;35(12):947–53.
129. Topcu FT, Sahinkesen G, Yamanel K, Erdemir U, Oktay EA, Ersahan S. Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. *Eur J Dent.* 2009;3(01):50–6.
130. Oliveira ALBM de, Garcia PPNS, Santos PA dos, Campos JÁDB. Surface roughness and hardness of a composite resin: influence of finishing and polishing and immersion methods. *Mater Res.* 2010;13:409–15.
131. Habib ANEA, Abdelmoniem SA, Mahmoud SA. Effect of Children's drinks on color stability of different dental composites: An in vitro study. *J Clin Pediatr Dent.* 2017;41(2):120–5.
132. Karaman E, Tuncer D, Firat E, Ozdemir OS, Karahan S. Influence of different staining beverages on color stability, surface roughness and microhardness of silorane and methacrylate-based composite resins. *J Contemp Dent Pract.* 2014;15(3):319–25.
133. von Fraunhofer JA, Rogers MM. Dissolution of dental enamel in soft drinks. *Gen Dent.* 2004;52(4):308–12.
134. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater.* 2006;22(2):146–65.

135. Yap AUJ, Lye KW, Sau CW. Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Oper Dent*. 1997;22:260–5.
136. Chung K. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater*. 1994;10(5):325–30.
137. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res*. 1991;70(9):1299–305.
138. Yap AUJ, Mok BYY. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Oper Dent*. 2002;27(2):161–6.
139. Ergücü Z, Türkün LS. Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Oper Dent*. 2007;32(2):185–92.
140. Neme AL, Frazier KB, Roeder LB, Debner TL. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent*. 2002;27(1):50–8.
141. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*. 1995;22(6):421–7.
142. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 1998;42(4):613–27.
143. Viohl J. Color stability of dental resins. *Quintessence Int*. 1980;3:Report-1860.
144. Um CM, Ruyter I. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence Int (Berl)*. 1991;22(5).
145. Kanawati A, Richards MW. Repeatability of a dental shade-matching instrument when compared to traditional visual methods of shade evaluation. *Gen Dent*. 2009;57(4):323–7.
146. Witkowski S, Yajima N-D, Wolkewitz M, Strub JR. Reliability of shade selection using an intraoral spectrophotometer. *Clin Oral Investig*. 2012;16(3):945–9.
147. Goiato MC, Dos Santos DM, Andreotti AM, Nobrega AS, Moreno A, Haddad MF, et al. Effect of beverages and mouthwashes on the hardness of polymers used in intraoral prostheses. *J Prosthodont*. 2014;23(7):559–64.

