

Çağrı KOYAL

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DENİZLİ-2023

T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN FARKLI  
İÇERİKLERE SAHİP SERAMİK MATERYALLERDE  
GIDA BENZERİ SOLÜSYONLARIN ESTETİK, MEKANİK  
VE FİZİKSEL ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Çağrı KOYAL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN  
Doç. Dr. Hatice Lamia Elif SAĞESEN

DENİZLİ-2023

**T.C.**  
**PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN FARKLI  
İÇERİKLERE SAHİP SERAMİK MATERYALLERDE  
GIDA BENZERİ SOLÜSYONLARIN ESTETİK, MEKANİK  
VE FİZİKSEL ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Çağrı KOYAL**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Hatice Lamia Elif SAĞESEN**

**DENİZLİ-2023**

Bu çalışma Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından (Proje No: 2022DİŞF005) desteklenmiştir.

## TEŞEKKÜR

Öğrencisi olduğum için onur duyduğum, bana rehberlik eden, mesleki bilgilerinin yanı sıra hayata bakış açısı ile de bana yol gösteren, yaşadığım tüm zorluklarda her zaman yanımda olduğunu hissettiren, her daim pozitif yönlendirmeleriyle ve olumlu söylemleriyle uzmanlık eğitim sürecimin her aşamasında bana destek olan, danışman hocam Sayın Doç. Dr. Hatice Lamia Elif SAĞESEN'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan ve kendisine her konuda danışabildiğim, tez çalışmamda değerli katkılarını esirgemeyen çok değerli hocam Sayın Doç. Dr. Sezgi CİNEL ŞAHİN'e,

Tez jürimde bulunarak bizi onurlandıran çok değerli hocamlarım Sayın Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI ve Sayın Prof. Dr. Pelin ÖZKAN'a,

Çalışmanın mekanik ölçüm aşamasının her aşamasında yardımını esirgemeyen ve her imkânı sağlayan Sayın Prof. Dr. Cemal MERAN'a,

Çalışmanın DMA analizlerini gerçekleştiren ve bu alandaki tüm birikimlerini paylaşan Sayın Öğr. Gör. Ahmet ERDEM'e,

Çalışmanın istatistiksel analizlerini titizlikle gerçekleştiren Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hande ŞENOL'a

Eğitim sürecimde bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan ve kendisine her konuda danışabildiğim Sayın Doç. Dr. Işıl KARAOKUTAN'a

Tüm PAÜ Diş Hekimliği Fakültesi idari personeline,

Her zaman yanımda olan Dt. Hakkı Doğuş ÇEVİK'e, uzmanlık hayatımı güzelleştiren diğer uzmanlık arkadaşlarıma ve diğer bütün çalışma arkadaşlarıma,

Her zaman beni destekleyen ve her koşulda yanımda olan, üzerimde sonsuz emekleri olan ve evlatları olduğum için her zaman gurur duyduğum canım annem Ünzile KOYAL, canım babam Mustafa KOYAL ve biricik kardeşim Mediha Nur DELTA'ya,

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

## ÖZET

**Amaç:** Sabit protetik uygulamalarda hem estetik hem de fonksiyon eksikliği nedeniyle sıklıkla tercih edilen, CAD/CAM sistemlerinde kullanılan farklı içeriklere sahip kazanabilir blokların gıda benzeri solüsyonlarda bekletilmesi sonrası estetik, mekanik, fiziksel ve viskoelastik özelliklerindeki değişimin değerlendirilmesidir.

**Yöntem:** Bir indirekt kompozit (Gradia Plus) ve altı farklı CAD/CAM restoratif (Brilliant Crios, Shofu Block HC, Cerasmart 270, IPS Empress CAD, VITA Mark II, IPS e.max CAD) materyallerinden 1,2 mm kalınlığında 224 adet örnek hazırlanarak 4 farklı gıda benzeri solüsyonun (distile su, etanol-su, sitrik asit ve heptan) içerisinde bekletilmek üzere rastgele 28 alt gruba ayrılmıştır. 3 farklı zaman diliminde (T0, T12 ve T60) örneklerin estetik, mekanik, fiziksel ve viskoelastik özelliklerinin değerlendirilmesi yapılmıştır. Veriler SPSS 25.0 (IBM SPSS Statistics 25 software (Armonk, NY: IBM Corp.)) paket programı kullanılarak analiz edilmiştir. Gruplar arasındaki farklılıkların incelenmesinde Kruskal Wallis Varyans Analizi (post hoc: Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi), bağımlı grup incelemelerinde Friedman Testi (post hoc: Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon eşleştirilmiş iki örnek testi), sayısal değişkenler arasındaki ilişkilerin incelenmesinde ise Spearman korelasyon katsayısı kullanılmıştır. Tüm incelemelerde  $p < 0,05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

**Bulgular:** Çalışmamızdaki dört farklı gıda benzeri solüsyon içerisinde bekletilen bir indirekt kompozit ve altı farklı CAD/CAM restoratif materyal arasında, zaman aralıklarındaki pürüzlülük, renk, parlaklık ve mikrosertlik değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ( $p < 0,05$ ). Dinamik mekanik analiz ile viskoelastik özelliklerin incelenmesi sonrasında en yüksek sönümlenme kapasitesi rezin içerikli materyallerde görülürken, cam matrisli seramikler belirgin şekilde daha düşük değerler göstermiştir. Tüm materyallerde zamanla sönümlenme kapasitesinin azaldığı tespit edilmiştir.

**Sonuç:** Gıda benzeri solüsyonlar çalışmada kullanılan tüm materyaller üzerinde olumsuz etkiler göstererek materyallerde pürüzlülüğün ve renklenmenin artmasına, parlaklığın, mikrosertliğin ve sönümlenme kapasitesinin azalmasına neden olmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** cad/cam restoratif materyal, pürüzlülük, renk stabilitesi, parlaklık, mikrosertlik, dinamik mekanik analiz

## ABSTRACT

**Objective:** To evaluate the changes in the aesthetic, mechanical, physical and viscoelastic properties of engravable blocks with different contents used in CAD/CAM systems, which are frequently preferred in fixed prosthetic applications due to both aesthetic and functional deficiencies, after soaking in food-like solutions.

**Method:** One indirect composite (Gradia Plus) and six different CAD/CAM blocks (Brilliant Crios, Shofu Block HC, Cerasmart 270, IPS Empress CAD, VITA Mark II, IPS e.max CAD) were used to prepare 224 specimens of 1.2 mm thickness and randomly divided into 28 subgroups to be soaked in 4 different food-like solutions (distilled water, ethanol-water, citric acid and heptane). At 3 different time periods (T0, T12 and T60), the aesthetic, mechanical, physical and viscoelastic properties of the samples were evaluated. Data were analyzed using SPSS 25.0 (IBM SPSS Statistics 25 software (Armonk, NY: IBM Corp.)) package program. Kruskal Wallis Analysis of Variance (post hoc: Mann Whitney U test with Bonferroni correction) was used to examine differences between groups, Friedman Test (post hoc: Wilcoxon paired two-sample test with Bonferroni correction) was used for dependent group examinations, and Spearman correlation coefficient was used to examine the relationships between numerical variables. In all examinations,  $p < 0.05$  was considered statistically significant.

**Results:** There was a statistically significant difference between the roughness, color, gloss and microhardness changes at time intervals between one indirect composite and six different CAD/CAM ceramic materials soaked in four different food-like solutions in our study ( $p < 0.05$ ). After examination of viscoelastic properties by dynamic mechanical analysis, the highest damping capacity was observed in resin-containing materials, while glass matrix ceramics showed significantly lower values. It was found that the damping capacity decreased with time in all materials.

**Conclusion:** Food-like solutions had negative effects on all materials used in the study, causing increased roughness and coloration, decreased gloss, microhardness and damping capacity.

**Key words:** cad/cam restorative material, roughness, color stability, gloss, microhardness, dynamic mechanical analysis

## İÇİNDEKİLER

<b>TEŞEKKÜRLER</b>	I
<b>ÖZET</b>	II
<b>ABSTRACT</b>	III
<b>İÇİNDEKİLER</b>	IV
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b>	VIII
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b>	XI
<b>TABLolar DİZİNİ</b>	XV
<b>1. GİRİŞ</b>	1
1.1. Amaç	2
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	3
2.1. İndirekt Restorasyonlar	3
2.2. Dental Seramikler	5
2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi	5
2.2.2. Dental Seramiklerin Yapısı	8
2.2.2.1. Feldspar ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ )	9
2.2.2.2. Kuartz (Silika) ( $SiO_2$ )	9
2.2.2.3. Kaolin ( $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ )	10
2.2.2.4. Renk Pigmentleri	10
2.2.2.5. Cam Modifiye Ediciler ve Akışkanlar	10
2.2.2.6. Ara Oksitler	11
2.2.2.7. Opaklaştırıcı ajanlar	11
2.2.2.8. Parlaklık (Lüminesans) Özelliği Veren Ajanlar	11
2.2.3. Dental Seramiklerin Sınıflaması	12
2.2.4. Tam Seramikler	12
2.2.4.1. Tam Seramiklerin Güncel Sınıflandırması	13
2.2.4.1.1. Cam Matriks Seramikler	14
2.2.4.1.1.1. Feldspatik Seramikler	14
2.2.4.1.1.2. Sentetik Seramikler	15
2.2.4.1.1.2.1. Lösit İçerikli Cam Seramikler	16
2.2.4.1.1.2.2. Lityum Disilikat ve Türevleri	17
2.2.4.1.1.2.3. Fluorapatit İçerikli Cam Seramikler	18
2.2.4.1.1.3. Cam İnfiltre Sentetik Seramikler	19
2.2.4.1.1.3.1. Alümina	19

2.2.4.1.1.3.2. Alümina ve Magnezya	20
2.2.4.1.1.3.3. Alümina ve Zirkonya	20
2.2.4.1.2. Polikristalin Seramikler	20
2.2.4.1.2.1. Alümina	21
2.2.4.1.2.2. Stabilize Zirkonya	21
2.2.4.1.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya	23
2.2.4.1.3. Rezin Matriks Seramikler	23
2.2.4.1.3.1. Rezin Nano Seramikler	24
2.2.4.1.3.2. Rezin Matriks Cam Seramikler	26
2.2.4.1.3.3. Rezin Matriks Zirkonya-Silika Seramikler	27
2.2.4.2. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) Sistemleri	28
2.2.4.2.1. Tarama	31
2.2.4.2.2. Tasarım (CAD)	32
2.2.4.2.3. Üretim (CAM)	32
2.3. Gıda Benzeri Solüsyonlar	33
2.4. Yüzey Pürüzlülüğü	34
2.4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	35
2.4.1.1. Mekanik Profilometreler	35
2.4.1.2. Optik Profilometreler	35
2.4.1.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Elektron Microscope, SEM)	36
2.4.1.4. Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope, AFM)	36
2.5. Dış Hekimliğinde Işık ve Renk	36
2.5.1. Işık kaynağı	37
2.5.2. Nesne	38
2.5.3. Gözlemci	38
2.5.4. Işık ve Renk ile İlgili Temel Kavramlar	38
2.5.5. Dış Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri	40
2.5.5.1. Munsell Renk Sistemi	41
2.5.5.2. CIE Renk Sistemleri (Commission International de l'Eclairage)	43
2.5.6. Dış Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri	45
2.5.6.1. Görsel Ölçüm Yöntemi	45
2.5.6.2. Enstrümantal Ölçüm Yöntemleri	46

2.5.6.2.1. Kolorimetreler	46
2.5.6.2.2. Spektrofotometreler	47
2.5.6.2.3. Dijital Kameralar	47
2.6. Parlaklık	48
2.7. Sertlik	48
2.8. Dinamik Mekanik Analiz (DMA)	49
2.9. Hipotez	49
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM</b>	<b>50</b>
3.1. Etik Kurul Onayı	50
3.2. Örnek Sayısının Belirlenmesi	50
3.3. Örneklerin Hazırlanması	53
3.3.1. İndirekt Kompozit Örneklerin Hazırlanması	53
3.3.2. CAD/CAM Restoratif Bloklardan Örneklerin Hazırlanması	55
3.4. Örnek Yüzeylerinin ve Kalınlıklarının Polisaj İşlemi Öncesi Standardizasyonu	56
3.5. Örneklerle Polisaj İşleminin Uygulanması	57
3.6. Örneklerin Yüzeylerinin Temizlenmesi	58
3.7. Örneklerin Gıda Benzeri Solüsyonlara Yerleştirilmesi	59
3.8. Yüzey Pürüzlülük Ölçümü	60
3.9. Renk Ölçümleri	61
3.9.1. Spektrofotometre ile Renk Ölçümü	61
3.9.2. Dijital Renk Ölçümü	62
3.10. Renk Farkı Analizi	63
3.11. Parlaklık Ölçümü	64
3.12. Mikrosertlik Ölçümü	65
3.13. Tarayıcı Elektron Mikroskopu İncelemesi (SEM)	66
3.14. Dinamik Mekanik Analiz (DMA)	66
3.15. İstatistiksel Analiz	67
<b>4. BULGULAR</b>	<b>69</b>
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Değişim Bulguları	69
4.1.1. Materyallere Göre Yüzey Pürüzlülüğü Değişim Bulguları	69
4.1.2. Solüsyonlara Göre Pürüzlülük Değişim Bulguları	76
4.2. Renk Değişim Bulguları	81
4.2.1. Spektrofotometre ile Renk Analizi Sonrası Renk Değişim Bulguları	81



4.2.1.1. Materyallere Göre Renk Değişim Bulguları	81
4.2.1.2. Solüsyonlara Göre Renk Değişim Bulguları	86
4.2.2. Dijital Fotoğraf Makinesi ile Renk Analizi Sonrası Renk Değişim Bulguları	89
4.2.2.1. Materyallere Göre Renk Değişim Bulguları	89
4.2.2.2. Solüsyonlara Göre Renk Değişim Bulguları	93
4.3. Spektrofotometre ve Dijital Fotoğraf Makinesi ile Elde Edilen Renk Farklılık Verilerinin Karşılaştırılması	95
4.4. Parlaklık Değişim Bulguları	98
4.4.1. Materyallere Göre Parlaklık Değişim Bulguları	98
4.4.2. Solüsyonlara Göre Parlaklık Değişim Bulguları	106
4.5. Mikrosertlik Değişim Bulguları	112
4.5.1. Materyallere Göre Mikrosertlik Değişim Bulguları	112
4.5.2. Solüsyonlara Göre Mikrosertlik Değişim Bulguları	120
4.6. SEM Görüntülemesi Bulguları	125
4.6.1. GC Gradia Plus	126
4.6.2. Brilliant Crios Coltene	128
4.6.3. Shofu Block HC	131
4.6.4. GC Cerasmart 270	133
4.6.5. IPS Empress CAD	136
4.6.6. VITA Mark II	138
4.6.7. GC Initial LiSi Block	141
4.7. Dinamik Mekanik Analiz (DMA) Bulguları	143
<b>5. TARTIŞMA</b>	151
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	177
<b>KAYNAKLAR</b>	180
<b>EKLER</b>	
Ek 1. ETİK KURUL ONAY FORMU	

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

- %** : Yüzde
- °C** : Santigrat derece
- ΔE** : Renk değişim miktarı
- ΔHV** : Sertlik değişim miktarı
- ΔGU** : Parlaklık değişim miktarı
- ΔR<sub>a</sub>** : Pürüzlük değişim miktarı
- μm** : Mikrometre
- 3B** : 3 boyutlu
- 12Ce-TZP-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>**: Zirkonya-alümina
- AO** : Aritmetik ortalama
- ADA** : Amerikan Diş Hekimleri Birliği
- AFM** : Atomic force microscope (atomik kuvvet mikroskobu)
- Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>** : Alüminyum oksit, alümina
- Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.2SiO<sub>2</sub>.2H<sub>2</sub>O**: Kaolin
- ATZ** : Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
- Au** : Altın
- BaO-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-SiO<sub>2</sub>**: baryum alüminosilikat
- Bis-EMA** : Etoksillenmiş bisfenol A dimetakrilat
- Bis GMA**: Bisfenol A glisidil metakrilat
- B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>** : Bor oksit
- CAD/CAM**: Computer aided design-computer aided manufacturing (bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim)
- CaO** : Kalsiyum oksit
- CaO.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.2SiO<sub>2</sub>**: Feldspar anortit
- CeO<sub>2</sub>** : Seryum oksit
- CIE** : Commission Internationale de l'éclairage
- DMA** : Dinamik mekanik analizör
- DMA\***: Dimetakrilat
- E'** : Depolama modülü
- E''** : Kayıp modülü
- FDA** : Food and Drug Association (ABD Gıda ve İlaç Dairesi)
- FSZ** : Tam stabilize edilmiş zirkonya

**FNC** : Flexible nano ceramic (esnek nano seramik)  
**GPa** : Gigapaskal  
**GU** : Gloss Unit (parlaklık birimi)  
**HDM** : High Density Micronisation  
**HV** : Vickers hardness (Vickers sertliği)  
**HT** : Yüksek translüsensi  
**Hz** : Hertz  
**ISO** : International Standards Organization  
**K** : Kelvin  
**K<sub>2</sub>O** : Potasyum oksit  
**K<sub>2</sub>O.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.6SiO<sub>2</sub>**: Feldspar  
**K<sub>2</sub>O.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.6SiO<sub>2</sub>**: Feldspar ortoklas  
**kV** : Kilovolt  
**La<sub>2</sub>O<sub>3</sub>**: Lantan oksit  
**Li<sub>2</sub>O** : Lityum oksit  
**Li<sub>2</sub>O<sub>3</sub>Si**: lityum silikat  
**LT** : Düşük translüsensi  
**MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>**: Magnezyum alüminyum oksit  
**MgO** : Magnezyum oksit  
**ml** : Mililitre  
**mm** : Milimetre  
**mm<sup>3</sup>** : milimetre küp  
**MPa** : Megapaskal  
**N** : Normalite  
**Na<sub>2</sub>O** : Sodyum oksit  
**Na<sub>2</sub>O.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.6SiO<sub>2</sub>**: Feldspar albit  
**NCS** : Natural color system (natural renk sistemi)  
**nm** : Nanometre  
**OSA** : Optical Society of America (Amerika Optik Topluluğu)  
**p** : Anlamlılık  
**Pd** : Palladyum  
**pH** : potansiyel hidrojen  
**PICN** : Polymer infilted ceramic network (polimer infiltre seramik ađ)  
**PSZ** : Parsiyel stabilize edilmiş zirkonya

- R<sub>a</sub>** : Ölçüm uzunluğu boyunca görülen tüm pürüzlülük değerlerinin aritmetik ortalaması
- RGB** : Red, Green, Blue (kırmızı, yeşil, mavi)
- RNC** : Resin nano ceramic (rezin nano seramik)
- rpm** : Revolutions per Minute (1 dakika içerisinde gerçekleştirilen devir sayısı)
- R<sub>pm</sub>** : Yüzeydeki en derin noktaların ortalamaları
- R<sub>t</sub>** : Toplam yüzey pürüzlülüğü
- R<sub>z</sub>** : Art arda gelen beş parçada, ortalama tepe–vadi yüksekliği
- SS** : Standart sapma
- S<sub>a</sub>** : Örnek boyunca pürüzlülük profilinin orta çizgiden tam uzaklıklarının aritmetik ortalaması
- SEM** : Scanning elektron microscope (taramalı elektron mikroskobu)
- Si<sup>+4</sup>** : Silisyum
- Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>** : Silisyum nitrit
- SiO<sub>2</sub>** : Silisyum oksit, kuartz, silika
- SiO<sub>4</sub>** : Silisyumun tetrahedral
- SiO<sub>2</sub>-Li<sub>2</sub>O**: Lityum disilikat kristalleri
- S<sub>t</sub>** : Değerlendirilen uzunluk aralığındaki en yüksek tepe ile en düşük çukur arasındaki mesafe
- S<sub>z</sub>** : Örnek boyunca beş en tepe nokta ile 5 en derin çukurun yüksekliklerinin aritmetik ortalaması
- S<sub>q</sub>** : Değerlendirilen profilin kare kök sapması
- tan d** : Kayıp modülünün depolama modülüne oranı
- TEGDMA**: Trietilen glikol dimetakrilat
- UDMA**: Üretan dimetakrilat
- wt %** : Ağırlıkça yüzde
- Y-TZP**: Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalinin
- Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>** : İttriyum oksit
- ZnO** : Çinko oksit
- Zr** : Zirkonyum
- ZrO<sub>2</sub>** : Zirkonyum oksit
- ZrSiO<sub>4</sub>**: Zirkonyum silikat
- ZTA** : Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Silisyumun tetrahedral yapısı	9
Şekil 2.2. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin güncel sınıflaması	14
Şekil 2.3. CAD/CAM sistem iş akışı	31
Şekil 2.4. Elektromanyetik enerji spektrumu	37
Şekil 2.5. Munsell renk sisteminde ton, parlaklık, yoğunluk	41
Şekil 2.6. Munsell renk sisteminde parlaklık değeri	42
Şekil 2.7. CIELab renk uzayı	43
Şekil 2.8. A. VITA classical renk skalası, B. VITA 3D master renk skalası.	46
Şekil 3.1. Çalışmanın akış şeması	51
Şekil 3.2. A. GC Gradia Plus, B. Çalışma ve SEM görüntülemesi örneklerinin hazırladığı paslanmaz çelik kalıp, C. DMA analizi örneklerinin hazırladığı paslanmaz çelik kalıp	54
Şekil 3.3. Bluephase PowerCure ışık cihazı	54
Şekil 3.4. Labolight DUO polimerizasyon cihazı	55
Şekil 3.5. Brilliant Crios Coltene, Shofu Blok HC, GC Cerasmart 270, IPS Empress CAD, VITA Mark II ve GC Initial LiSi Bloklar	55
Şekil 3.6. A. Struers Minitom hassas kesim cihazı B. Su soğutması altında kesilen CAD/CAM blok	56
Şekil 3.7. DMA analizi için örneklerin kazınması	56
Şekil 3.8. Mecapol P230 zımparalama cihazı	57
Şekil 3.9. OptraGloss polisaj seti	57
Şekil 3.10. Dijital kumpas ile kalınlık ölçümü	58
Şekil 3.11. Ultrasonik temizleme cihazında örneklerin temizlenmesi	59
Şekil 3.12. Yüzey işlemleri tamamlanmış gruplara ait örnekler	59
Şekil 3.13. Etüv içerisine yerleştirilmiş örnekler	60
Şekil 3.14. Profilometre cihazı	60
Şekil 3.15. Spektrofotometre cihazı	61
Şekil 3.16. Fotoğraf çekimi öncesi ayarları yapılmış dijital fotoğraf makinesi	62
Şekil 3.17. Fotoğraf çekimi için hazırlanmış aparat ve düzeneği	63
Şekil 3.18. Parlaklık ölçüm cihazı	64
Şekil 3.19. Mikrosertlik ölçüm cihazı	65

<b>Şekil 3.20.</b> Örnekleri görüntülemek için kullanılan SEM cihazı	66
<b>Şekil 3.21.</b> A. DMA cihazı, B. Örneğin yerleştirilmesi	67
<b>Şekil 4.1.</b> Materyalle göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) R <sub>a</sub> grafikleri. A. GC Gradia Plus, GP, B. Brilliant Crios Coltene, BC, C. Shofu Blok HC, SB, D. GC Cerasmart 270, CS, E. IPS Empress CAD, IE F. VITA Mark II, VM G. GC Initial LiSi, IL	71
<b>Şekil 4.2.</b> Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) R <sub>a</sub> grafikleri. A. GC Gradia Plus, GP, B. Brilliant Crios Coltene, BC, C. Shofu Blok HC, SB, D. GC Cerasmart 270, CS, E. IPS Empress CAD, IE F. VITA Mark II, VM G. GC Initial LiSi, IL	78
<b>Şekil 4.3.</b> Materyale göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında spektrofotometre ölçümleri ile elde edilen $\Delta E_{00}$ grafikleri. A. GC Gradia Plus, GP, B. Brilliant Crios Coltene, BC, C. Shofu Blok HC, SB, D. GC Cerasmart 270, CS, E. IPS Empress CAD, IE F. VITA Mark II, VM G. GC Initial LiSi, IL	84
<b>Şekil 4.4.</b> Solüsyona göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında spektrofotometre ölçümleri ile elde edilen $\Delta E_{00}$ grafikleri. A. Distile su, D, B. Sitrik asit, S, C. Ethanol, E, D. Heptane, H	88
<b>Şekil 4.5.</b> Materyale göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında dijital fotoğraf makinesi ile elde edilen $\Delta E_{00}$ grafikleri. A. GC Gradia Plus, GP, B. Brilliant Crios Coltene, BC, C. Shofu Blok HC, SB, D. GC Cerasmart 270, CS, E. IPS Empress CAD, IE F. VITA Mark II, VM G. GC Initial LiSi, IL	91
<b>Şekil 4.6.</b> Solüsyona göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında dijital fotoğraf makinesi ile elde edilen $\Delta E_{00}$ grafikleri. A. Distile su, D, B. Sitrik asit, S, C. Ethanol, E, D. Heptane, H	95
<b>Şekil 4.7.</b> Dijital fotoğraf makinesi ve spektrofotometre ile elde edilen 60. gün $\Delta E_{00}$ verilerinin en yüksek, en düşük ve ortalama değerleri, aykırı değer noktaları	96
<b>Şekil 4.8.</b> Dijital fotoğraf makinesi ve spektrofotometre ile elde edilen 60. gün $\Delta E_{00}$ verilerinin karşılaştırılması	97
<b>Şekil 4.9.</b> Materyale göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) GU grafikleri. A. GC Gradia Plus, GP, B. Brilliant Crios Coltene, BC, C. Shofu Blok HC, SB, D. GC Cerasmart 270, CS, E. IPS Empress CAD, IE F. VITA Mark II, VM G. GC Initial LiSi, IL	100
<b>Şekil 4.10.</b> Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) GU grafikleri. A. GC Gradia Plus, GP, B. Brilliant Crios Coltene, BC,	

- C. Shofu Blok HC, SB, **D.** GC Cerasmart 270, CS, **E.** IPS Empress CAD, IE **F.** VITA Mark II, VM **G.** GC Initial LiSi, IL 108
- Şekil 4.11.** Materyale göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) HV1 grafikleri. **A.** GC Gradia Plus, GP, **B.** Brilliant Crios Coltene, BC, C. Shofu Blok HC, SB, **D.** GC Cerasmart 270, CS, **E.** IPS Empress CAD, IE **F.** VITA Mark II, VM **G.** GC Initial LiSi, IL 114
- Şekil 4.12.** Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) HV1 grafikleri. **A.** GC Gradia Plus, GP, **B.** Brilliant Crios Coltene, BC, C. Shofu Blok HC, SB, **D.** GC Cerasmart 270, CS, **E.** IPS Empress CAD, IE **F.** VITA Mark II, VM **G.** GC Initial LiSi, IL 122
- Şekil 4.13.** GC Gradia Plus materyalinin sırasıyla  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütmede SEM görüntüleri. **A, A'**, başlangıç; **B, B'**, D solüsyonunda 12. günde; **C, C'**, D solüsyonunda 60. günde; **D, D'**, S solüsyonunda 12. günde; **E, E'**, S solüsyonunda 60. günde; **F, F'**, E solüsyonunda 12. günde; **G, G'**, E solüsyonunda 60. günde; **H, H'**, H solüsyonunda 12. günde; **I, I'** H solüsyonunda 60. günde. 126
- Şekil 4.14.** Brilliant Crios Coltene materyalinin sırasıyla  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütmede SEM görüntüleri. **A, A'**, başlangıç; **B, B'**, D solüsyonunda 12. günde; **C, C'**, D solüsyonunda 60. günde; **D, D'**, S solüsyonunda 12. günde; **E, E'**, S solüsyonunda 60. günde; **F, F'**, E solüsyonunda 12. günde; **G, G'**, E solüsyonunda 60. günde; **H, H'**, H solüsyonunda 12. günde; **I, I'** H solüsyonunda 60. günde. 128
- Şekil 4.15.** Shofu Block HC materyalinin sırasıyla  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütmede SEM görüntüleri. **A, A'**, başlangıç; **B, B'**, D solüsyonunda 12. günde; **C, C'**, D solüsyonunda 60. günde; **D, D'**, S solüsyonunda 12. günde; **E, E'**, S solüsyonunda 60. günde; **F, F'**, E solüsyonunda 12. günde; **G, G'**, E solüsyonunda 60. günde; **H, H'**, H solüsyonunda 12. günde; **I, I'** H solüsyonunda 60. günde. 131
- Şekil 4.16.** GC Cerasmart 270 materyalinin sırasıyla  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütmede SEM görüntüleri. **A, A'**, başlangıç; **B, B'**, D solüsyonunda 12. günde; **C, C'**, D solüsyonunda 60. günde; **D, D'**, S solüsyonunda 12. günde; **E, E'**, S solüsyonunda 60. günde; **F, F'**, E solüsyonunda 12. günde; **G, G'**, E solüsyonunda 60. günde; **H, H'**, H solüsyonunda 12. günde; **I, I'** H solüsyonunda 60. günde. 133

<b>Şekil 4.17.</b> IPS Empress CAD materyalinin sırasıyla $\times 1000$ , $\times 5000$ büyütmede SEM görüntüleri. <b>A, A'</b> , başlangıç; <b>B, B'</b> , D solüsyonunda 12. günde; <b>C, C'</b> , D solüsyonunda 60. günde; <b>D, D'</b> , S solüsyonunda 12. günde; <b>E, E'</b> , S solüsyonunda 60. günde; <b>F, F'</b> , E solüsyonunda 12. günde; <b>G, G'</b> , E solüsyonunda 60. günde; <b>H, H'</b> , H solüsyonunda 12. günde; <b>I, I'</b> H solüsyonunda 60. günde.	136
<b>Şekil 4.18.</b> VITA Mark II materyalinin sırasıyla $\times 1000$ , $\times 5000$ büyütmede SEM görüntüleri. <b>A, A'</b> , başlangıç; <b>B, B'</b> , D solüsyonunda 12. günde; <b>C, C'</b> , D solüsyonunda 60. günde; <b>D, D'</b> , S solüsyonunda 12. günde; <b>E, E'</b> , S solüsyonunda 60. günde; <b>F, F'</b> , E solüsyonunda 12. günde; <b>G, G'</b> , E solüsyonunda 60. günde; <b>H, H'</b> , H solüsyonunda 12. günde; <b>I, I'</b> H solüsyonunda 60. günde.	138
<b>Şekil 4.19.</b> GC Initial LiSi Block materyalinin sırasıyla $\times 1000$ , $\times 5000$ büyütmede SEM görüntüleri. <b>A, A'</b> , başlangıç; <b>B, B'</b> , D solüsyonunda 12. günde; <b>C, C'</b> , D solüsyonunda 60. günde; <b>D, D'</b> , S solüsyonunda 12. günde; <b>E, E'</b> , S solüsyonunda 60. günde; <b>F, F'</b> , E solüsyonunda 12. günde; <b>G, G'</b> , E solüsyonunda 60. günde; <b>H, H'</b> , H solüsyonunda 12. günde; <b>I, I'</b> H solüsyonunda 60. günde.	141
<b>Şekil 4.20.</b> GP materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri	144
<b>Şekil 4.21.</b> DMA analizi esnasında kırılan örnek	144
<b>Şekil 4.22.</b> BC materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri	145
<b>Şekil 4.23.</b> SB materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri	146
<b>Şekil 4.24.</b> CS materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri	147
<b>Şekil 4.25.</b> IE materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri	147
<b>Şekil 4.26.</b> VM materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri	148
<b>Şekil 4.27.</b> IL materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri	149
<b>Şekil 4.28.</b> Materyallerin 27-50° C arası tan d değişimi	150



## TABLolar DİZİNİ

<b><u>Tablo No</u></b>	<b><u>Sayfa No</u></b>
<b>Tablo 2.1.</b> Renk sistemleri	41
<b>Tablo 2.2.</b> O'Brien' ın renk farkları ( $\Delta E^*_{ab}$ ) klinik renk eşleşmesi	44
<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada kullanılan materyaller	52
<b>Tablo 3.2.</b> Çalışmada kullanılan gıda benzeri solüsyonlar	52
<b>Tablo 3.3.</b> Çalışmada kullanılan cihazlar	53
<b>Tablo 4.1.</b> Materyale göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) $R_a$ incelenmesi	69
<b>Tablo 4.2.</b> Materyale göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında $\Delta R_a$ incelenmesi	74
<b>Tablo 4.3.</b> Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) $R_a$ incelenmesi	77
<b>Tablo 4.4.</b> Solüsyona göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında $\Delta R_a$ incelenmesi	80
<b>Tablo 4.5.</b> Materyale göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında spektrofotometre ile elde edilen $\Delta E_{00}$ incelenmesi	82
<b>Tablo 4.6.</b> Solüsyona göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında spektrofotometre ile elde edilen $\Delta E_{00}$ incelenmesi	87
<b>Tablo 4.7.</b> Materyale göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında dijital fotoğraf makinesi ile elde edilen $\Delta E_{00}$ incelenmesi	89
<b>Tablo 4.8.</b> Solüsyona göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında dijital fotoğraf makinesi ile elde edilen $\Delta E_{00}$ incelemesi	94
<b>Tablo 4.9.</b> Materyale göre (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) GU incelenmesi	98

<b>Tablo 4.10.</b> Materyale göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında $\Delta$ GU	
incelenmesi	103
<b>Tablo 4.11.</b> Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) GU	
incelenmesi	107
<b>Tablo 4.12.</b> Solüsyona göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında $\Delta$ GU	
incelenmesi	110
<b>Tablo 4.13.</b> Materyale göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) HV1	
incelenmesi	112
<b>Tablo 4.14.</b> Materyale göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında	
$\Delta$ HV1 incelenmesi	117
<b>Tablo 4.15.</b> Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) HV1	
incelenmesi	121
<b>Tablo 4.16.</b> Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) $\Delta$ HV1	
incelenmesi	124

## 1. GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinde amaç diş ve çevre dokulardaki estetik ve fonksiyonel kayıpların ve bu kayıplar nedeniyle gelişen komplikasyonların doğala en benzer şekilde tedavi yöntemleri ile taklit edilerek telafi edilmesidir. Günümüz diş hekimliğinde restorasyonlar ve doğal dişler arasında renk uyumunun sağlanması ve bu uyumun uzun süre korunabilmesi estetik başarıdaki önemli kriterlerinden biri olarak kabul edilmektedir.<sup>1</sup> Restorasyonda, doğal diş algısını sağlayabilmek için diş renginin, formunun ve yüzey özelliklerinin dikkatlice ele alınması gereklidir.<sup>2,3</sup> Son yıllarda gelişen teknolojilere paralel olarak, estetik beklentilerin yükselmesiyle, protetik diş hekimliğinde de tam seramik restorasyonlara gösterilen ilgi hızla artmaktadır.<sup>4</sup>

Tam seramik restorasyonlar, mineye yakın sertlik, üstün estetik özellik, renklenmeye karşı yüksek direnç gösterme ve biyouyumlu olmaları sebebiyle protetik diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır.<sup>5</sup> Popülaritesi giderek artan bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim (Computer aided design-computer aided manufacturing, CAD/CAM) teknolojisi, üretilen restorasyonların kalitesini arttırmak ve üretim tekniklerini basitleştirmek için sürekli gelişmektedir.<sup>6</sup> İlk dental CAD/CAM teknolojisi hastalara tek seansta uzun ömürlü, dayanıklı ve estetik indirekt restorasyonlar üretmek amacıyla ortaya çıkmıştır.<sup>7</sup>

Dijital diş hekimliği ve materyal teknolojisindeki gelişmelerle beraber doğal diş rengini taklit eden materyal arayışının hızlanmasıyla, CAD/CAM teknolojisinde kullanılmak üzere geliştirilen dental materyal çeşitliği de artmaktadır.<sup>8</sup> Yeni ürünlerin kullanıma çok hızlı sunulması nedeniyle, hekimler, restorasyonlar için protetik materyal seçiminde karar vermekte zorlanmaktadır.

Başarılı restoratif materyal temelde iyi cilalanabilirlik, düşük yüzey pürüzlülüğü, yüksek renk stabilitesi, düşük sıvı emilimi, düşük polimerizasyon büzülmesi ve minimum artık monomer içermelidir.<sup>9,10</sup> Uzun süreli renk stabilitesi ise yüzey pürüzlülüğüne, materyal içeriğine, hastanın beslenme ve hijyen alışkanlıklarına bağlıdır.<sup>11</sup> Ağız, farklı pH seviyelerine sahip ve içeriğini kişinin beslenme alışkanlıklarının belirlediği bir ortamdır. Restorasyonların farklı pH'da ortamlara maruz kalması, yüzey ve fiziksel özelliklerini etkileyerek klinik kullanım sürelerini kısaltabilmekte, oluşan etkinin boyutuna bağlı olarak da erken başarısızlık riskini arttırmaktadır.<sup>12,13</sup> Bu nedenle, ağız

içinde protetik restorasyonların uzun kullanım süresi ve klinik başarısı için materyalin sertliği, aşınma özellikleri, ışığı yansıtması (parlaklık özellikleri), renk stabilitesi, yüzey topografyası ve pürüzlülüğü gibi parametreler açısından meydana gelebilecek değişikliklerin detaylı değerlendirilmesi gerekmektedir. Bunu gerçekleştirebilmek ve endikasyona uygun materyal seçiminin rahatlıkla yapılabilmesi amacıyla, piyasada mevcut olan ve yeni çıkan materyallerin in vitro ve in vivo çalışmalarla araştırılması ve kıyaslanmasına gereksinim duyulmaktadır.

Literatürde farklı estetik materyallerin gıda benzeri solüsyonlara maruz kalması sonrası yüzey ve mekanik özelliklerindeki değişimlerin incelendiği çalışmalar mevcut olmasına rağmen,<sup>14, 15</sup> farklı içeriklere sahip CAD/CAM restoratif materyallerin gıda benzeri solüsyonlarda bekletildikten sonra optik, mekanik, fiziksel ve viskoelastik özelliklerinin karşılaştırıldığı kapsamlı bir araştırmaya rastlanmamıştır.

### **1.1. Amaç**

Bu çalışmanın amacı; CAD/CAM sistemlerinde kullanılan farklı içeriklere sahip restoratif materyallerin, ağız içi koşulları taklit eden gıda benzeri solüsyonlara maruz bırakılması sonrası estetik, fiziksel, mekanik ve viskoelastik özelliklerindeki değişimlerin kapsamlı şekilde değerlendirilmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

Diş hekimliğinde kaybedilen diş dokularının restorasyonu direkt veya indirekt restoratif yöntemler ile gerçekleştirilmektedir. Uzun yıllar G. V. Black'in önerdiği kavite açma prensiplerinin tersine hastaların estetik beklentileri doğrultusunda minimal invaziv diş hekimliği konseptinin benimsenmesi, diş dokularına bağlanan adeziv materyaller ve rezin kompozitlerin geliştirilmesi ile direkt restoratif uygulamalara yeni yaklaşımlar her geçen gün artmaktadır.<sup>16,17</sup>

Günümüzde direkt kompozit rezinlerin doldurucu içerikleri ve polimerizasyon özellikleri geliştirilerek yapıları güçlendirilmiş, klinik dayanımları, estetik, mekanik ve optik özellikleri geliştirilmiştir. Buna rağmen, kompozit restorasyonların posterior bölgedeki büyük kavitelerde aşırı polimerizasyon büzülmesi göstermesi ve dayanıklılıklarının nispeten az olması gibi dezavantajları hala devam etmektedir. Anterior bölgede ise renk uyumu ve uzun süreli stabiliteyi sağlamak, optik özellikleri istenilen ölçüde elde etmek her zaman mümkün olamamaktadır. Bunlara ek olarak; restorasyon ve diş dokusu arasında gelişen mikrosızıntı, başarısızlıktaki en önemli etkenlerden birini oluşturmaktadır.<sup>18</sup>

Posterior dişlerde, kenar uyumları daha iyi restorasyon üretmek, polimerizasyon büzülmesini en aza indirip, mikrosızıntıyı elimine etmek için ağız dışında polimerize edilip indirekt olarak uygulanan kompozit inley ve onleyler geliştirilmiştir.<sup>19</sup> Ayrıca optik ve mekanik özellikleri kompozitlere göre çok daha iyi olan seramik içeren materyaller de inley ve onley yapımında kullanılarak restorasyonların dayanıklılıkları artırılıp klinik ömürleri uzatılabilmektedir.<sup>8</sup> Anterior dişlerde ise indirekt olarak uygulanan seramik-kompozit lamine veneer veya seramik tam kronlar ile ideal estetik özellikler ve renk stabilitesi sağlanabilmektedir.<sup>20</sup>

### 2.1. İndirekt Restorasyonlar

Materyal ve yöntem çeşitliliği oldukça fazla olan indirekt teknik, hastadan alınan ölçü ile elde edilen model üzerinde ağız dışında restorasyonun üretilmesi işlemidir. Bu üretim tekniği ile aşınmaya karşı yüksek dirençli restorasyonlar elde etmek, ideal temas alanlarını ve yüzey şekillerini kolay bir şekilde oluşturmak mümkündür.<sup>21</sup>

İndirekt restorasyon yapımında metal, seramik veya kompozit rezin materyaller kullanılabilir. <sup>22</sup> Metal indirekt restorasyonların kullanımı; ağız içerisindeki diğer metal restorasyonlarla galvanik akım oluşturmaları, diş rengi ile uyumlu olmamaları gibi nedenlerle günümüzde kullanımları azalmıştır. <sup>23</sup> Metal restorasyonlara göre çok daha estetik olan ve galvanik akım oluşturmayan diş rengindeki kompozit ve seramik indirekt restorasyonların kullanımı ise artmaktadır.

İndirekt teknik kullanılarak yapılan rezin kompozit restorasyon daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdiği için diş ve rezin siman arasındaki stresi azaltır, postoperatif hassasiyeti önler, daha düşük su emilimi ile daha az renk değişikliğine neden olur. <sup>24</sup> Ancak; indirekt teknik uygulamada hassasiyet gerektirir, daha maliyetlidir ve üretim süresi daha uzundur. Ayrıca indirekt kompozit restorasyonların, rezin içerikleri ve rezin içerikli yapıştırma simanı ile yapıştırılmaları, ortamdaki suyu emmeleri restorasyonda desimantasyona neden olabilmektedir. <sup>25</sup>

Son yıllarda ise diş hekimliği alanında yaygın olarak kullanılmaya başlanan CAD/CAM sistemleri, seramik ve kompozit indirekt restorasyonların yapımında konvansiyonel yöntemlerin yerini hızla almaya başlamıştır.

Geleneksel CAD/CAM blok materyaller, kompozit rezinler ve dental seramiklerden oluşur. <sup>26</sup> Kompozit rezinler, geleneksel dental seramiklere göre genellikle daha düşük mekanik özelliklere sahiptir. <sup>27</sup> Bununla birlikte, dental seramikler doğası gereği kırılmalıdır ve ideal işlenebilirliğe sahip değildir. <sup>28,29</sup> CAD/CAM kompozitlerinin frezeleme kolaylığı, uyumlarının daha iyi olması, maliyetlerinin daha düşük, cilalama prosedürlerinin basit olması ve ağız içi tamir edilebilirlik gibi avantajları, bu materyalleri CAD/CAM cam seramiklere ideal alternatifler yapmaktadır. <sup>26</sup> Ek olarak birçok çalışmada, CAD/CAM kompozitlerin, cam matriks seramiklere ve geleneksel kompozitlere göre daha üstün yorulma veya kırılma direnci sergilediği gösterilmiştir. <sup>30,31</sup>

Bu tez çalışmasında da kullanılan, Brilliant Crios (Coltene AG; Altstätten, İsviçre), kalıcı indirekt restorasyon üretimi için kullanılan güçlendirilmiş kompozit CAD/CAM bloğudur. Baryum cam (<1,0 µm), amorf silika (<20 nm), çapraz bağlı metakrilat rezin matriks ve pigmentlerden oluşur. Elastisite modülü (10 GPa) diş dokularına yakındır ve eğilme dayanımı 250 MPa'dır. Dentin benzeri elastisite modülü, stres oluşumunu en aza indirir, kırılmaları önler ve materyali implant destekli restorasyonlar için uygun hale getirir. Materyal, karşıt dişte düşük aşınmaya neden

olurken, yüksek aşınma direncine sahiptir. Bu kompozit blok, anterior ve posterior bölgelerde kron, inley, onley, veneer ve implant destekli kron yapımında kullanılabilir. Piyasada, blok (12/14) ve disk (H14/H18) şekilleri mevcuttur. On beş renk tonu ve üç translüsensi seçeneği bulunur. Sinterleme gerektirmez, kolayca modifiye edilebilir ve onarılabilir. Hassas şekilde frezelenabilir ve ince marjinler elde edilebilir. Kompozit parlatma diskleri ve parlatma patı ile ağız içinde veya ağız dışında parlatılabilir.<sup>32</sup>

## **2.2. Dental Seramikler**

### **2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi**

Geçmiş M.Ö. 6000 yıllarına kadar uzanmakta olan seramik, ilk olarak Asurlular tarafından inşaat malzemesi olarak kullanılmış daha sonra M.Ö. 50’li yıllarda Çinliler tarafından Çin porseleni geliştirilmiş ve sanat eserlerinde de kullanılmıştır. Avrupa’nın seramik ile tanışması ise Portekizli denizciler sayesinde 18. yy.da gerçekleşmiştir.<sup>33,34</sup>

Seramiğin diş hekimliğinde kullanılabileceği ile ilgili çalışmalar 1728’de Pierre Fauchard ile başlamış; porselenin diş sert ve yumuşak dokularını taklit etmede kullanılabileceği bildirilmiştir. Seramiğin restoratif materyal olarak kullanım alanı bulması, estetik diş hekimliğinde yeni bir dönemi başlatmıştır. 1774 yılında Fransız diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ve eczacı Alexis Duchateau bir araya gelerek tam protezler için ilk yapay seramik diş üretimini gerçekleştirmişlerdir. Dental seramiğin içeriğini geliştiren Chemant, seramik dişlerin patentini almış ve hastalarında kullanmaya başlamıştır.<sup>35</sup>

1808’de diş hekimi Giuseppangelo Fonzi Paris’te, “terro-metalik” olarak adlandırdığı yöntemle, seramik dişlerin arka yüzlerine platin pinler yerleştirmiş ve metal kaide plağına lehimlenebilmesini sağlamıştır. Fonzi, bu yöntemle ilk kişisel seramik dişleri yapmayı başarmıştır.<sup>35</sup>

1873’te Beers, seramik tam kron fikrini ortaya atmış, Logan ise 1885’te seramiğin platin bir post ile kaynaştığı Richmond kronu geliştirmişken; 1886’da Matterson altın yaprak ve üstüne seramik pişirerek ilk estetik kronu yapmıştır. Charles H. Land tarafından 1888’de ilk seramik inley uygulaması, kaviteye göre seramiğin pişirilmesiyle gerçekleştirilmiş ve 1889’da ilk tam seramik kron üretimiyle diş hekimliğinde seramiğin kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır. Dental seramikler ve diğer materyallerin mekanik

özellikleri ilk defa 1910 ve 1918 yıllarında Fishes tarafından araştırılmış, 1925 yılında ise Dr. Alber Le Gro'nun "Ceramics in Dentistry" adlı kitabı yayınlanmıştır.<sup>36</sup>

Dental seramikler pişirme ısılarına göre; yüksek ısı (1200-1450 °C), orta ısı (1050-1200 °C), düşük ısı seramiği (850-1050 °C) olarak sınıflandırılmıştır. Yüksek ısı seramikleri 1930'larda kron ve köprü yapımında kullanılırken, 1940-1950'lerde ise yaygın olarak orta ve düşük ısı seramikleri kullanılmıştır. 1940'larda dental seramiklerin vakum altında fırınlanması ile seramik restorasyonların translüsensi özelliği geliştirilmiş, pörözite oluşumu azalmıştır.<sup>33</sup>

1950'lerde sabit protezlerde seramiğin metallerle desteklenerek kullanılabilmesi için araştırmalar yapılmıştır. Weinstein ve ark. metal destekli seramikler için 1962'de yeni bir formül geliştirmişlerdir. %11-15 K<sub>2</sub>O (potasyum oksit) içeren feldsparın eritilip soğutulması ile camsı yapının oluştuğu, camsı yapının tekrar ısıtıldığında "lösit" olarak adlandırıldığı yeni bir bileşen oluşturduğunu bildirmişlerdir. Lössit bileşeninin yüksek genişleme katsayısının olduğu ve altın alaşımlar ile lösit eklenen seramiğin güçlü bir bağ kurduğu belirtilmiştir. Metal destek sayesinde seramiğe kazandırılan yüksek dayanım, metal destekli seramik restorasyonların kullanım sıklığını artırarak protetik tedavinin en temel uygulaması haline getirilmiştir.<sup>1,37</sup> Bunlara rağmen metal altyapıya bağlı olarak dişetinden gri renklemenin yansması, translüsensi özelliğine sahip olmaması gibi nedenlerle estetik beklentileri karşılayamamasına ek olarak, biyolojik uyumsuzluk, alerjen etki gibi olumsuz özellikleri nedeniyle tam seramik restorasyonlara yönelim artmıştır.<sup>38</sup>

1965'te McLean ve Hughes, metal içermeyen, estetik ve biyoyumlu bir restoratif materyal elde etmek için feldspatik seramiğin yapısına hacimce %70 oranında alüminyum oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) kristalleri eklemiş, materyalin dayanıklılığı ve kırılma dayanımının arttığını belirtmişlerdir.<sup>38</sup>

1980'li yıllar itibariyle daha estetik ve yeterli dirence sahip restorasyonlar üretmek için geliştirilen sistemler tam seramiklere ilginin artmasına neden olmuştur. O'Brien 1983'te geleneksel alüminöz seramikten daha dayanıklı olan magnezya kor materyalini geliştirmiştir. 1984'te Adair ve Grossman tarafından dökülebilir cam seramikler üretilmiştir. Refraktör kalıba eritilerek dökülen cam matrisi içine tetrasiklik flormika kristalleri ilave edilerek Dicor (Dentsply, New York, ABD) cam seramik



geliştirilmiştir.<sup>39</sup> Dicor, üretimi esnasında pöröziteye neden olmasıyla yüksek strese maruz kalmış bölgelerde kırılma riski fazla olan bir materyaldir.<sup>40</sup> Aynı dönemde Brugges tarafından alümina miktarı %75 olan Hi-ceram (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) geliştirilmiştir. Fakat opak görüntüsü ve bükülme direncinin düşük olması gibi nedenlerle kullanımını kısıtlı kalmıştır.<sup>41</sup>

1986'da Michael Sadoun tarafından %99,9 oranında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren ve slip cast metoduyla üretilen yüksek dayanıma sahip olan In-Ceram (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) seramik sistemi geliştirilmiştir. In-Ceram; marjinal uyumu ve kırılma direnci yüksek, biyolojik uyumu kabul edilebilir düzeyde olup homojen bir yapıya sahiptir.<sup>41</sup>

1900'lü yılların başlarında Zürih Üniversitesi'nde hacimce %30-40 lösit içeren, 130 MPa kırılma dayanımı olan, ısı ve basınç altında hazırlanan, preslenebilir cam seramik IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tanıtılmıştır. IPS Empress sisteminin Dicor cam seramiklere benzer mekanik özellikleri ve marjinal adaptasyona sahip olması nedeniyle kullanımları anterior bölgede tek kron, lamine veneer, inley ve onley ile sınırlı kalmıştır.<sup>42</sup>

1992'de ultra düşük ısı seramiği olan Duceram (Dentsply-Degussa, Dentsply International Inc., Pensilvanya, ABD) satışa sunulmuştur. 1998'de 350-450 MPa kırılma dayanımı olan, preslenebilen, hacimce %70 lityum disilikat kristalleri içeren cam seramik IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tanıtılmıştır. Günümüzde geliştirilerek IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) olarak adlandırılacak olan bu materyal monolitik uygulamalarda inley, onley ve posterior yapımında veya tek kron ve anterior bölgede 3 üyeli sabit köprüler için kor materyali olarak kullanılabilir.<sup>42</sup> 2005'te ise IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) geliştirilmiş ve piyasaya sunulmuştur. Seramiğin fiziksel özellikleri ve şeffaflığı artırılmış, ısı ve basınç altında üretimi yapılmıştır.<sup>1</sup>

1985'te CAD/CAM yöntemi kullanılarak hasta başında ilk inley üretimi yapılmıştır. CAD/CAM yönteminin öncüsü olan Dr. Mörmann ve Marco Brandestini, Cerec sistemini (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) geliştirmiştir. Cerec sistemi (Sirona Dental Systems) ile diş hekimliğinde CAD/CAM uygulamalarının

popülerliği artmış olmasına rağmen destek dışın ağız içi dijital tarama cihazı ile alınan ölçülerinin netliği yeterli olamamıştır.<sup>43</sup>

1993'te CAD/CAM sistemi kullanılarak Andersson ve Odén tarafından %100 alümina içeren yeni bir kor materyali olan Procera All-Ceram (Ducera, KG, Rosbach Almanya) üretilmiştir.<sup>44</sup> 2000 yılında posterior dişlerde çok üyeli köprülerde kullanım imkanı sağlayan zirkonyum oksit içerikli Cercon sistemi (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) kullanıma sunulmuştur.<sup>45</sup> 2002'de yarı sinterlenmiş yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalinden (Y-TZP) bloklar kullanılarak oluşturulan Lava tam seramik sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya) piyasaya sunulmuştur.<sup>46</sup>

Tam seramik restorasyonlar içinde Y-TZP'nin seramik altyapısı olarak CAD/CAM sistemi ile hazırlanması üstün mekanik özelliklerinden dolayı popüler hale gelmiştir.<sup>47</sup> Son yıllarda veneer seramik üst yapı içermeyen, tek başına kullanılabilen monolitik zirkonya seramikler üretilmiştir.<sup>48</sup> Güncel materyallerden olan rezin nanoseramikler ve hibrit seramikler gibi sistemlere ise ilgi gün geçtikçe artmaktadır.

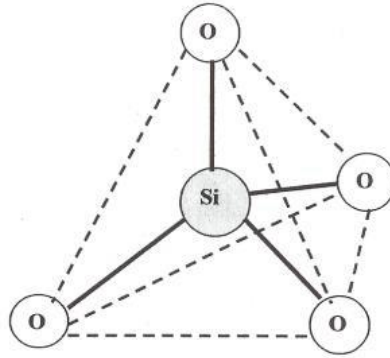
Teknolojik gelişmelerle birlikte estetik, biyouyumlu ve yeterli mekanik dayanımı bir arada bulunduran materyallerin kullanıma sunulması için çalışmalar devam etmektedir.

### **2.2.2. Dental seramiklerin yapısı**

Seramik materyallerin içeriğinde cam matriks ve kristaller yer almaktadır. Cam, optik özelliklerden sorumlu iken, içeriğinde yer alan kristal yapı dayanıklılıkta görev alır. Cam matriks içeriğinin artması, translüsens ve optik özelliklerini geliştirirken kristal yapının artması, seramiğin dayanıklılığı ile birlikte opaklığını da artırır. Seramiklerin özellikleri; kristal ve cam içeriğinin oranına, bağlanma yöntemine, kristal boyutuna ve işleme tekniğine bağlı olarak değişir.<sup>49</sup>

Dental seramik; porselen, cam seramik, silika cam ve kristalin yapıları kapsayan bir terimdir. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin büyük çoğunluğu silika ve silisyum bazlı yapılardır. Genellikle silika (silikon dioksit), silisyum oksit (SiO<sub>2</sub>) veya çeşitli silikat formlarında bulunur.<sup>34</sup> Dental seramik, silisyum (Si<sup>+4</sup>) atomunun merkezde yer aldığı ve dört tane oksijen atomu ile kimyasal bağ yaparak oluşturduğu silisyumun

tetrahedral ( $\text{SiO}_4$ ) yapıdaki molekülüdür (Şekil 2.1.). Feldspar ( $\text{K}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$ ), kuartz (Silika,  $\text{SiO}_2$ ) ve kaolin ( $\text{Al}_2\text{O}_3.2\text{SiO}_2.2\text{H}_2\text{O}$ ) gibi 3 ana yapıdan oluşmaktadır.



Şekil 2.1. Silisyumun tetrahedral yapısı

### 2.2.2.1. Feldspar ( $\text{K}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$ )

Feldspar, dental seramiklerin ana yapısını oluşturan ve saydamlık veren maddedir. Erime derecesi 1100-1300 °C arasındadır ve seramiğin yapısına minimum %60 oranında katılır. Feldspar hiçbir zaman saf halde bulunmaz. İçerisinde  $\text{Na}_2\text{O}$  ve  $\text{K}_2\text{O}$  değişik oranlarda bulunur. Feldspar; ortoklas ( $\text{K}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$ ), albit ( $\text{Na}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$ ) ve anortit ( $\text{CaO}.\text{Al}_2\text{O}_3.2\text{SiO}_2$ ) şekillerinde olabilir. Feldsparın içeriğinde bulunan sodyum oksit erime sıcaklığını düşürür, akışkanlığı artırır. Potasyum oksit ise erimiş camın viskozitesini arttırarak fırınlama sırasında akmasını (piroplastik akma) engeller, yani seramik kütlesinin fırınlama sırasında morfolojisini korumasını sağlar. Bu sayede diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını engelleyerek krona doğal bir görünüm kazandırır. Diş hekimliğinde potasyum oksit oranı daha yüksek olan seramikler tercih edilir.<sup>36,50</sup>

### 2.2.2.2. Kuartz (Silika) ( $\text{SiO}_2$ )

Kuartz, yapı içerisinde doldurucu görevi yaparak dental seramiklere destek oluşturur. Seramiklerin yapısına %10-30 oranında ilave edilir. Erime ısısı diğer maddelere göre daha yüksektir (yaklaşık 1700 °C). Pişirme sonucu ortaya çıkabilecek olan büzülme önler. Isısal genişleme katsayısının kontrol edilmesine yardımcı olur. Materyalin stabilitesini sağlar.<sup>36</sup>

### 2.2.2.3. Kaolin ( $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ )

Kaolin, alüminyum hidrat silikat yapısındadır. Seramiğin yapısında %1-5 oranında bulunur. Dental seramiği diğer seramiklerden ayıran temel fark bu orandır. Çin kili olarak da adlandırılan kaolin, opak yapısından dolayı çok az miktarda kullanılır. Isıya oldukça dayanıklı olup, 1800 °C'ta erir. Bağlayıcı özellikte olduğundan su ile karıştırıldığında hamur gibi yapışkan hale gelir, kuartz ve feldsparı bir arada tutar. Böylelikle seramiğin işlenebilirliğini kolaylaştırmış olur. Opak yapısından dolayı ışık geçirgenliği yoktur. Kaolin miktarının düşük olması camsı fazı daha da arttırmaktadır.<sup>34-36,51</sup>

Bu üç ana maddeyle beraber dental seramiğin içeriğinde; cam modifiye ediciler ve akışkanlık vericiler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı ve parlaklık (lüminesans) özelliğini geliştiren değişik materyaller mevcuttur.<sup>36</sup>

### 2.2.2.4. Renk Pigmentleri

Feldspar renksiz olduğundan seramiği renklendirebilmek için metal oksit içerikli renk pigmentleri kullanılır. Bunlara renk fritleri de denilmektedir. Seramik hamurunda en fazla %7 oranında kullanılırlar. Renk oluşturan pigmentler titanyum, uranyum, demir, kobalt, krom, çinko, nikel, kalay metal oksitleridir. Dental seramiğe katılan demir ve nikel oksit kahverengi, bakır veya krom oksit yeşil, titanyum oksit sarı-kahverengi, manganez oksit eflatun ve kobalt oksit mavi renk verir. Floresans özellik vermek için geçmişte uranyum oksit kullanılırken radyoaktivitesinin yüksek olması nedeniyle günümüzde lantanit oksit tercih edilmektedir.<sup>36</sup>

### 2.2.2.5. Cam Modifiye Ediciler ve Akışkanlar

Potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler, silikat ağının bütünlüğünü bozan akışkanlar olarak rol oynamaktadır. Camın içindeki oksijen/silikat oranı, viskozitesini ve ısıl genişmesini etkilemektedir. Akışkanların amacı, silikon gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantı miktarını azaltarak camın yumuşama ısısını düşürmektir. Magnezyum, potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler cam modifiye edici ajanlardır. Bu ve benzeri alkali metal iyonları uçlardaki oksijen atomlarıyla bağ yapar, oksijen silikon bağlarını bozarak ısıl genişleme katsayısını artırırlar ve silisyum tetrahedral ( $SiO_4$ )<sup>-4</sup> yapının oluşmasını engellerler.<sup>36,52</sup>

### 2.2.2.6. Ara Oksitler

Seramiklerin yapısına eklenen akışkanlar ve cam modifiye ediciler seramiğin erime noktasını düşürürken viskozitesini de azaltır. Bu durum dental seramiklerin fırınlanması sırasında ortaya çıkan piropplastik akmaya karşı dirençlerini düşürür.  $Al_2O_3$  gibi ara oksitlerin kullanımı akışkanlığa karşı direnç sağlar.<sup>36,53</sup>

### 2.2.2.7. Opaklaştırıcı ajanlar

Seramiğin fazla şeffaf olması nedeniyle renk fritlerinin yanı sıra hassas biçimde opaklaştırıcı ajanların da eklenmesi gerekmektedir. Opaklaştırıcı ajan olarak ince partiküllü metal oksitler kullanılmaktadır. Seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit sıklıkla kullanılır.<sup>36,51</sup>

### 2.2.2.8. Parlaklık (Lüminesans) Özelliği Veren Ajanlar

Lüminesans parlama, ışıldama anlamındadır. Floresans ve fosforesans adı verilen iki optik etkinin birleşimi ile oluşur. Fosforesans, cisimlerin üzerine gelen primer ışık ortadan kalktıktan sonra da daha önce emdiği ışıklardan daha uzun dalga boylu ışık yaymaya devam etme özelliğidir. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde bu özellik görülmez. Belli bir dalga boyuna sahip ışıkların cisim tarafından emilerek daha uzun dalga boylu radyasyon şeklinde geri yayılmasına “floresans”, bu tür cisimlere “floresan” denir. Doğal dişlerde bir miktar floresans özelliği görülmesine rağmen dental seramiklerin floresans özelliği yoktur. Seramik üreticileri, floresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamışlardır. Bazı modern seramikler ultraviyole ışık altında, mavimsi beyaz floresans özelliğe sahiptirler. Günümüzde dental seramiklere saydamlık katmak için kullanılan sodyum diüronat ve bazı amonyum tuzlarının kullanımı radyoaktif zararları sebebiyle terk edilmiş europinyum, samaryum, uterbiyum gibi lantanitler (nadir toprak elementleri) kullanılmaya başlanmıştır.<sup>36</sup>

Brecker'in seramiklerin altın üzerine pişirilmesini tanımladığı 1950'lerden bu yana metal-seramik restorasyonlar güvenle kullanılmaktadır. Yarım yüzyılı aşkın süredir yapılan iyileştirmeler, tatmin edici estetiğe sahip güvenilir ve güçlü restorasyonlar elde edilmesini sağlamıştır. Metal-seramik restorasyonlar uzun vadede iyi bir başarı oranı gösterse de aşırı preparasyon gerekmesi, estetik problemler, alerjik reaksiyonlar gibi

dezavantajları vardır. Bu durum yeni materyal arayışını hızlandırmış ve metal içermeyen tam seramik restorasyon sistemlerinin ortaya çıkmasına neden olmuştur.<sup>54</sup>

Tam seramik materyaller dişlerin optik özelliklerini çok daha doğal taklit edebilmektedir. Yeni geliştirilen tam seramiklerin tek ve çok üyeli sabit protetik restorasyonlarda kullanımı CAD/CAM sistemlerin gelişimiyle yaygınlaşmıştır.<sup>54</sup>

### **2.2.3. Dental Seramiklerin Sınıflaması**

Diş hekimliğinde kullanılan seramik materyallerin sınıflandırma sistemi, iletişim ve eğitim açısından büyük önem taşımaktadır. İdeal sınıflandırma sistemi, materyalin nerede kullanılacağı (anterior ve posterior bölge), ne tür restorasyonlar için uygun olduğu (kısmi veya tam, kısa veya uzun aralık) ve nasıl simante edileceği (adeziv veya geleneksel olarak) hakkında bilgi sağlamalıdır. Ayrıca geliştirilen yeni materyaller sınıflandırmaya dahil edilebilmelidir. Günümüzde dental seramikler, çok farklı şekillerde sınıflandırılmıştır. Dental seramikler; fırınlama ısılarına göre (yüksek (>1300 °C), orta (1100-1300 °C), düşük (850-1100 °C) ve ultra düşük ısı (<850 °C) seramikleri), kullanım yerlerine göre (metal destekli restorasyonlar, inley, onley, veneer ve tam kuron, implant dayanağı, tam protez dişleri ve ortodontik braket olarak uygulanan seramikler), mikroyapılarına göre (cam içerikli, cam içerikli doldurucu, kristalin içerikli cam doldurucu, polikristalin katkılı sistemler), içerdikleri altyapılara göre (metal destekli, döküm metal üzerine bitirilen, alüminyum folyo üzerine bitirilen, metal desteksiz seramikler (tam seramikler)) ve üretim tekniklerine göre (toz-likit karışımı, slip-cast yöntemi, ısı-basınç yöntemi, CAD/CAM sistemler ile üretilen seramikler) sınıflandırılabilirler.<sup>55-58</sup>

### **2.2.4. Tam Seramikler**

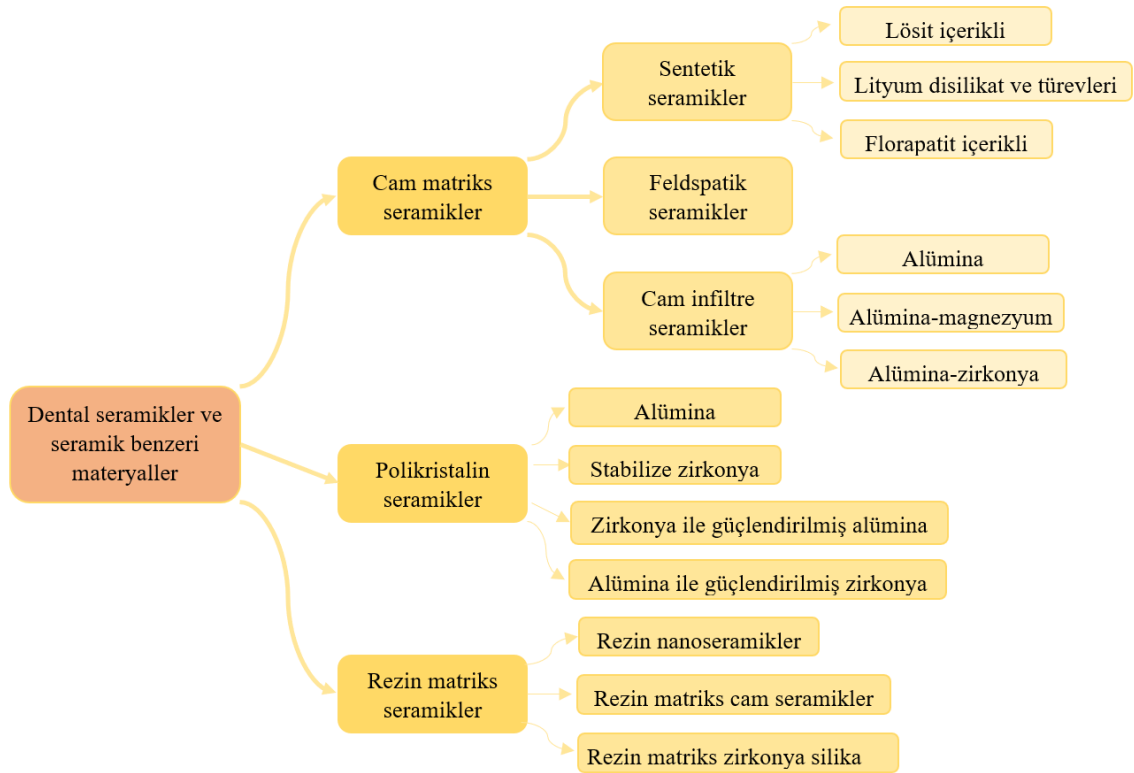
Metal destekli seramik restorasyonlarda ortaya çıkan dezavantajları elimine etmek amacıyla geliştirilen tam seramik restorasyonlar homojen mikro yapıya sahiptir. Doğal görünüm, biyolojik uyum, ışığı yansıtma, floresans özellik, diş dokusuna benzer termal genleşme katsayısı gibi özellikleri tam seramiklerin başlıca avantajlarını oluşturur.<sup>59,60</sup>

#### 2.2.4.1. Tam Seramiklerin Güncel Sınıflandırması

Tam seramik materyaller için endikasyon, içerik, dayanıklılık, fırınlama ısısı, erime ısısı, translüsenesi, mikro yapı gibi özelliklerine göre sınıflandırmalar bulunmaktadır. Ancak tanımlayıcılığı yeterli olmayan bu sınıflandırmalar hekimler ve teknisyenler için materyal seçimi ve uygulama konusunda zorluklara neden olmakta, yeni restoratif materyallerin sisteme kolayca dahil edilmesine de izin vermemektedir. Ek olarak, bu sınıflandırmalar seramik benzeri özelliklere sahip oldukları için yakın zamanda Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından seramik materyal olarak kabul edilmiş olan seramik parçacıklarıyla doldurulmuş rezin matriksli seramikleri de içermemektedirler.<sup>61</sup>

Gracis ve ark.<sup>55</sup> 2015 yılında, seramik ve seramik benzeri materyalleri yapısal içeriklerine göre sınıflayan; hibrit seramikler, güçlendirilmiş kompozitler, rezin nanoseramikler gibi materyallerin de yer aldığı piyasadaki tüm seramikleri içeren güncel bir sınıflandırma yapmışlardır. Seramik restoratif materyalleri, yapısal içeriklerine dayanarak;

- Cam-matriks seramikler; içinde cam fazı olan, metalik olmayan inorganik seramik materyaller,
- Polikristalin seramikler; içinde cam fazı olmayan, metalik olmayan inorganik seramik materyaller ve
- Rezin-matriks seramikler; yoğunlukla porselen, cam, seramik ve cam seramikler gibi inorganik refraktör bileşenler içeren polimer-matriksler olmak üzere 3 ana gruba ayırmışlardır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin güncel sınıflaması <sup>55</sup>

### 2.2.4.1.1. Cam Matriks Seramikler

Cam fazı içeren metal olmayan inorganik seramik materyallerdir. Cam matriks seramik grubu üç alt gruba ayrılmıştır.<sup>55</sup>

#### 2.2.4.1.1.1. Feldspatik Seramikler

Bu geleneksel seramik grubu kaolin (hidrate alümina silikat), kuartz (silika) ve feldspar (potasyum ve sodyum alüminosilikatların karışımı)'dan oluşan üçlü bir materyal sisteminden oluşmaktadır. Potasyum feldspar miktara bağlı olarak, sadece restorasyonun gücünü arttırmakla kalmaz, aynı zamanda seramiği metal altyapılar için uygun hale getiren lösit kristalleri oluşturur.<sup>55</sup> Lösit kristalleri yapıda oluşan çatlakları durdurarak restorasyonu daha dayanıklı hale getirir.<sup>58</sup> Bununla birlikte, bu seramikler 60-70 MPa arasında değişen eğilme dayanımı ile düşük mekanik özellikler gösterir.<sup>49</sup>

Bu materyaller, halen metal alaşım veya seramik altyapıya tabakalama materyali olarak ya da altyapı materyali kullanılmadan dişe uygulanan estetik materyaller olarak tercih edilmektedir.<sup>55</sup> Cam içeriklerinin fazla olması nedeniyle hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir ve adeziv yöntemlerle simante edilebilirler. Mekanik olarak cilalanabilirlikleri oldukça iyidir.<sup>62</sup>



Feldspatik seramikler inley ve onley restorasyonlarda, lamine veneer, anterior bölge bölümlü kron ya da tam kron restorasyonlarında kullanılabilir. <sup>63</sup>

IPS Classic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), VITAdur (VITA, Bad Säcningen, Almanya), VITA VMK 68 (VITA, Bad Säcningen, Almanya), VITAblocs Mark I (VITA, Bad Säcningen, Almanya), VITAblocs Mark II (VITA, Bad Säcningen, Almanya), VITAblocs Triluxe (VITA, Bad Säcningen, Almanya), Triluxe Forte (VITA, Bad Säcningen, Almanya) ve RealLife (VITA, Bad Säcningen, Almanya), Cerec Bloc (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) feldspatik seramik örnekleridir. <sup>55</sup>

Feldspatik bloklardan VITAblocs Mark I'in kırılma dayanımının düşük olduğu bildirilmiştir. <sup>7</sup> Bu nedenle mekanik özellikleri daha yüksek olan ve glazür işlemi sonrası dayanıklılığı 160 MPa olan VITAblocs Mark II, Cerec I sistemine özel üretilmiştir. <sup>7, 64, 65</sup> Bu tez çalışmasında da kullanılan VITAblocs Mark II'nin monokromatik olarak iki farklı renk skalasına göre 20 renk seçeneği mevcuttur. Daha estetik ve doğal görünüme ulaşmak için polikromatik renk seçenekleri olan VITAblocs TriLuxe, Triluxe Forte ve RealLife blokları piyasaya sürülmüştür. <sup>7</sup>

#### **2.2.4.1.1.2. Sentetik Seramikler**

Doğal hammadde kaynaklarına ve bunların varyasyonlarına bağımlılığı azaltmak için seramik endüstrisi "sentetik" olarak adlandırılan cam seramikleri üretmiştir. Bileşimleri üreticiler arasında farklılık gösterse bile genel olarak silisyum dioksit ( $\text{SiO}_2$ ), potasyum oksit ( $\text{K}_2\text{O}$ ), sodyum oksit ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) ve alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) içerirler. <sup>55</sup> Bu partiküllerin eklenmesiyle metal altyapılarla uyumlu termal genleşme sağlamak, çatlak yayılımını engellemek, renk ve opaklık gibi mekanik özelliklerin geliştirilmesi amaçlanmıştır. <sup>55, 66, 67</sup>

Cam matriks seramik ailesinden olan sentetik seramikler; lösit içerikli cam seramikler, lityum disilikat ve türevleri, florapatit içerikli olmak üzere üç alt gruba ayrılmaktadır. <sup>55</sup>

##### **2.2.4.1.1.2.1. Löstit İçerikli Cam Seramikler**

Düşük ve orta dereceli lösit içerikli cam seramikler hacimce %17-25 oranında lösit içerir. Löstit, dental seramikleri metal altyapılarla uyumlu hale getirmek için termal genleşme katsayısını artıran, optik özellikleri değiştiren ve çatlak yayılmasını engelleyen

böylece materyalin gücünü artırabilen potasyum feldspar ve camın reaksiyon ürünüdür.<sup>1,</sup>  
<sup>66</sup> Lösit içerikli cam seramikler metal ve seramik altyapılar için tabakalama materyali olarak kron-köprü, inley ve onley üretiminde kullanılabilir.<sup>42, 66</sup>

Güçlendirici kristal olarak kullanılan lösit, yüksek lösit içerikli cam seramiklerde hacimce %35-55 oranında bulunur.<sup>1,42</sup> Bu seramik materyal sınıfının mikro yapısı ayrı kristalleri çevreleyen cam matriksten oluşur. Materyal, homojen cam olarak başlar ve özel ısıl işlem lösit kristallerini birleştirerek yapıyı büyütür. Bu süreç, artan kırılma direnci ve termal şok direnci gibi gelişmiş mekanik özelliklerle sonuçlanır.<sup>49</sup>

Lösit partiküllerinin dahil edilmesiyle elde edilen güçlendirme etkisi kristaller ve camsı matriks arasındaki etkileşime, kristal boyutuna ve miktarına bağlıdır. Daha ince kristaller kullanıldığında genellikle daha güçlü materyaller üretilir.<sup>49,68</sup> Lösit kristalleri ve cam matris arasındaki termal genleşme katsayısı farkından dolayı soğuma sırasında kristaller etrafında teğetsel gerilimler meydana gelmesiyle mikro çatlaklar oluşturur. Kristaller, teğetsel gerilme sonucu oluşan çatlaklara bariyer görevi yaparak seramik materyali güçlendirir. Büyüyen çatlak, kristalin etrafından geçeceği için yayılan çatlak yönünü değiştirir veya tamamen durdurulabilir.<sup>42,49</sup> Lösit içerikli cam seramiklerin; floresans, opalesans ve translusens gibi optik özellikleri ile aşınma ve abrazyona direnç gibi yüzey özellikleri doğal dişe benzerlik göstermektedir.<sup>49</sup> Bu materyallerin estetik bölgelerde, lamine veneer, inley ve onley restorasyon yapımında kullanımları uygundur.<sup>7</sup>

Lösit partikülleri içeren dental seramiklere OPC (Pentron Clinical Technologies, Wallingford, Connecticut, ABD), IPS Empress ve IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Finesse (Dentsply Ceramco, ABD), Authentic (Jensen Dental, North Haven, ABD), VITA PM9 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Paradigm C (3M ESPE, Seefeld, Almanya) örnek olarak verilebilir. Ek olarak, bu tez çalışmasında kullanılan ve CAD/CAM sistemleri için ince taneli işlenebilir bloklar halinde üretilen IPS Empress CAD lösit içerikli seramikler grubundadır.<sup>42,49</sup>

2006'da piyasaya sürülen IPS Empress CAD yaklaşık %45 oranında 1-5 µm'luk partikül boyutuna sahip lösit içerir. Mikro partikül yapı, kazıma sırasında oluşan hasara direnç göstermeye, mekanik özellikleri iyileştirmeye ve bitmiş restorasyonun cilalama süresinin azalmasına yardımcı olur.<sup>49</sup> Ana bileşenler IPS Empress ile aynıdır, ancak bu sistemde toz önce bloklar halinde preslenir, daha sonra sinterlenir. Hasta başında tek

seansta uygulanan restorasyonlar için geliştirilmiştir. Yaklaşık 160 MPa eğilme dayanımı ile VITABLOCS Mark II ile benzer dayanıklılığa sahiptir.<sup>7,49</sup> Tek diş restorasyonlar için tavsiye edilir. Yüksek translüsens (Empress CAD HT), düşük translüsens (Empress CAD LT) ve polikromatik (Empress CAD Multi) blok seçenekleri mevcuttur. Kazınan restorasyon sonraki adımda makyajlanabilir ve glazür uygulanabilir.<sup>7</sup>

Lityum disilikat cam seramiklerin mekanik ve estetik özelliklerinin daha yüksek olması sebebiyle lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin kullanımı büyük ölçüde azalmıştır.

#### **2.2.4.1.1.2.2. Lityum Disilikat ve Türevleri**

Lityum disilikat kristalleri ( $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ ) ile zenginleştirilmiş cam seramikler Ivoclar Vivadent (Schaan, Lihtenştayn) firması tarafından kayıp mum / ısı presleme tekniği (IPS Empress 2 ve IPS e.max Press) ve daha sonra CAD/CAM teknolojisi (IPS e.max CAD) ile üretilmiştir.<sup>49,63</sup>

1998'de piyasaya sürülen IPS Empress 2'nin hacimce %70'lik lösit içeriği, diğer lösit içerikli malzemelerden önemli ölçüde daha yüksektir. Seramiğin mikro yapısı 5 µm uzunluğunda ve 0,8 µm çapında yüksek oranda birbirine kenetlenmiş lityum disilikat kristallerinden oluşur.<sup>42</sup> IPS Empress 2'nin 360 MPa olan geliştirilmiş bükülme direnci, lösit içerikli IPS Empress'in iki katından daha fazladır.<sup>49</sup> Anterior ve premolar bölgede kron yapımında ve anterior bölgede üç üyeli köprülerin yapımında endikedir.<sup>63</sup>

2005 yılında aynı firma 440 MPa bükülme direnci ile IPS Empress 2'ye kıyasla daha iyi mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliği olan IPS e.max Press'i üretmiştir.<sup>42,63</sup> IPS e.max Press preslenebilir lityum disilikat seramikler inley, onley ve posterior kronlar için monolitik olarak, anterior kronlar ve üç üyeli köprüler için de altyapı materyali olarak kullanılabilir.<sup>42</sup>

İşlenebilir lityum disilikat bloklar olan IPS e.max CAD son zamanlarda CAD/CAM teknolojisi ile kullanılmak üzere geliştirilmiştir. IPS e.max CAD, uygun translüsens ve renk çeşitliliği nedeniyle tek başına ve altyapı materyali olarak kullanılabilir. Anterior ve posterior bölge tek kron, implant üstü kron, inley, onley, lamine veneer, premolarlara kadar anterior üç üyeli köprü yapılabilmektedir.<sup>42, 69</sup>

Lityum disilikat ve türevlerini içeren sentetik seramiklere 3G HS (Pentron Clinical Technologies, Wallingford, Connecticut, ABD), Obsidian (Glidewell Dental Laboratories, Newport Beach, ABD) VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Celtra Duo (Dentsply, Konstanz, Almanya) gibi ürünler de örnek olarak verilebilir.<sup>55</sup>

VITA Suprinity CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilen ilk lityum silikat ( $\text{Li}_2\text{O}_3\text{Si}$ ) ile güçlendirilmiş, zirkonya ( $\text{ZrO}_2$ ) ile zenginleştirilmiş seramiktir.<sup>70</sup> İçeriğini ağırlık olarak;  $\text{SiO}_2$  (%56-64),  $\text{Li}_2\text{O}$  (%15-21),  $\text{K}_2\text{O}$  (%1-4),  $\text{ZrO}_2$  (%8-12) ve  $\text{CeO}_2$  (%0-4) oluşturmaktadır.<sup>55</sup> Lityum disilikat seramiklere benzer özellikler taşır. Materyal içerisindeki zirkonyum, çatlak oluşumunun ilerlemesini engelleyerek gelişmiş mekanik özellikler sergiler. Yüksek translüens ve farklı renk tonları ile restorasyonlara estetik özellik sağlar.<sup>70,71</sup>

Dentsply Sirona (New York, ABD) firması tarafından üretilen Celtra Duo adı verilen bloklar tamamen kristalizedir. Freze edildikten sonra ekstra ısıl işlem gerekmeden ağız içerisine uygulanabilir. İnley, onley, parsiyel kron, anterior ve posterior bölgede tek kron ve implant üstü kron yapımında kullanılabilir.<sup>70,72</sup>

2016 yılında GC firması (Tokyo, Japonya) High Density Micronisation (HDM) teknolojisi ile üretilen LiSi Press bloğu kullanıma sunmuştur. HDM, geleneksel büyük boyutlu kristaller kullanmak yerine tüm cam matriksi doldurmak için eşit olarak dağılmış lityum disilikat mikro kristallerini kullanır. Firma, HDM teknolojisi ile indirekt restorasyonların daha hızlı yapılabilmesi için kristal boyutunu ve cam matriks sertliğini optimize ederek CAD/CAM materyali olan Initial LiSi bloğu geliştirmiştir. Bu tez çalışmasında da kullanılan materyalin en büyük avantajı fırınlama işlemi olmadan sadece polisaj uygulaması ile optimum fiziksel özelliklerin sağlanabildiği, tamamen kristalize lityum disilikat blok olmasıdır. Bu özelliği yanında kullanılan yeni teknoloji sayesinde aynı anda iyi işlenebilirlik, marjinal bütünlük, parlatılabilirlik ve aşınma direnci elde edilebilmektedir.<sup>73</sup>

#### **2.2.4.1.1.2.3. Fluorapatit İçerikli Cam Seramikler**

Florapatit cam seramik IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), özellikle IPS e.max lityum disilikat (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), IPS e.max Press ve CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), zirkonya altyapılarda üstyapı

olarak kullanılmak üzere tasarlanmış düşük erime özelliğine sahip alüminosilikat cam seramiktir. Kontrollü kristalizasyon mekanizması 0,1 µm çapında 0,3 µm'dan kısa nanoflorapatit kristallerinin ve 0,3 µm çapında 2-5 µm uzunluğunda mikroflorapatit kristallerinin farklı konsantrasyonlarda oluşmasını sağlar. İki kristal türü farklı konsantrasyonlarda ayarlanabilmektedir. Cam seramikteki toplam florapatit miktarı ağırlıkça %19-23 arasında olmakla beraber iki kristal türünün hacim oranlarının değiştirilmesiyle translüsens (mikro kristallerin miktarı ile), parlaklık ve opalesans (nanokristallerin miktarı ile) özellikleri kontrol edilebilir.<sup>74</sup>

Ağırlıkça yaklaşık %60 oranında silika içeriğine ve yaklaşık %12 oranında alümina içeriğine sahip olması nedeniyle diğer tüm seramik malzemelerle karşılaştırıldığında bükülme direnci daha düşüktür (90-110 MPa). Bu nedenle altyapı olarak kullanımı uygun değildir. Üstyapı ve lamine veneer olarak kullanımı uygundur.<sup>75</sup>

#### **2.2.4.1.1.3. Cam İnfiltre Sentetik Seramikler**

Cam infiltre edilmiş alümina içerikli seramikler In-Ceram ürünleriyle (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) sınırlı kalmıştır.<sup>76</sup> Slip cast tekniği veya CAD/CAM bloklardan frezelenerek üretilir. Slip cast tekniği ile pöröz yapı elde edilir ve sinterleme sonrası lantan oksit camın infiltre edildiği camsı faz ile kristalin iç içe geçtiği bir ağ oluşturulur. Alümina ( $Al_2O_3$ ) (In-Ceram Alumina, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), magnezyum alüminyum oksit ( $MgAl_2O_4$ ) (In-Ceram Spinell, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve zirkonya-alümina ( $12Ce-TZP-Al_2O_3$ ) (In-Ceram Zirconia, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) olmak üzere üç kristal fazda ürün mevcuttur.<sup>59</sup> CAD/CAM blokların üretimi, seramik tozunun kuru presleme yöntemi kullanılarak açık pöröz yapıya ulaşılan kadar sıkıştırılmasıyla gerçekleştirilir. Makro pörözite sayısı, slip cast tekniğine göre daha düşük ancak daha homojendir. Materyal daha sonra sinterlenir ve lantan oksit cam infiltre edilir.<sup>7</sup>

##### **2.2.4.1.1.3.1. Alümina**

1989 yılında piyasaya sürülen ilk cam infiltre seramik malzeme olan VITA In-Ceram Alumina slip-cast tekniği kullanılarak üretilmiştir. Yüksek içerikli  $Al_2O_3$  refraktör die üzerinde pişirilerek pöröz yapıya iskelet oluşturulur. İkinci pişirme işlemi sırasında bu pörözlü yapıya kapiller aktivasyon ile lantan- alüminosilikat cam infiltre edilir. İkinci pişirme işlemi sonrasında pöröz yapı ortadan kalkar ve dayanıklılık artar.<sup>49,55</sup> VITA In-

Ceram ağırlıkça; %82 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %12 La<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %4,5 SiO<sub>2</sub>, %0,8 CaO ve diğer oksitlerden (%0,7) oluşmaktadır. 500 MPa'lık bükülme direnci nedeniyle anterior ve posterior da tek üye protetik restorasyonlar ile anterior da 3 üyeli protetik restorasyonlarda kullanıma uygun olmasına rağmen opak olması nedeniyle üstü yapı seramiği ile kullanılması gerekmektedir.<sup>55,75</sup>

#### **2.2.4.1.1.3.2. Alümina ve Magnezya**

1994'te kullanıma giren VITA In-Ceram Spinell (alümina ve magnezya matrisi, MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>) orijinal In-Ceram Alumina sisteminin modifikasyonudur. Üretim süreci In-Ceram Alumina ile benzerdir. Farklı olarak, sentetik üretilen pöröz magnezyum alümina koruna cam infiltre edilir.<sup>55</sup> Bükülme direnci 400 MPa'dır. Yapısında bulunan magnezyum alüminat, translüsens özelliğini geliştirirken bükülme direncini düşürmektedir. Daha translüsens ve optik özellikleri iyileştirilmiş bir materyal olan In-Ceram Spinell'in mekanik özellikleri, In-Ceram Alumina kadar güçlü değildir. Bu durum materyalin endikasyonunu anterior bölge ile sınırlamaktadır.<sup>75</sup>

#### **2.2.4.1.1.3.3. Alümina ve Zirkonya**

In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), In-Ceram Alumina ile aynı tekniklerle üretilen modifikasyonudur. Bileşiminde Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (%62), ZnO (%20), La<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (%12), SiO<sub>2</sub> (%4,5), CaO (%0,8) ve diğer oksitler (%0,7) bulunur.<sup>55</sup> Hem slip cast hem de CAD/CAM ile üretimi mümkün olan malzemenin bükülme direnci ortalama 600 MPa'dır. Yüksek opasitesi nedeniyle anterior bölgede kullanıma uygun değildir. Posterior bölgede tek kronlarda ve üç üyeli köprülerin altyapı materyali olarak kullanılabilir. CAD-CAM sistemleriyle üretilen lityum disilikat ve zirkonyum içerikli seramiklerin artan popülaritesi nedeniyle bu materyallerin kullanımını giderek azaltmıştır.<sup>49</sup>

#### **2.2.4.1.2. Polikristalin Seramikler**

Polikristalin seramiklerin temel özellikleri cam fazı içermeyen ince taneli kristal yapıda olmalarıdır. Düzenli şekilde sıralanan kristal, çatlak yayılımını azaltarak, materyale yüksek bükülme dayanımı kazandırır.<sup>7</sup> Ayrıca cam faz içermemesi nedeniyle polikristalin seramiklerin hidroflorik asitle pürüzlendirilmesi zordur. Bu durum uzun asitleme süreleri veya daha yüksek fırınlama sıcaklıkları ihtiyacını doğurur.<sup>75</sup>

Alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya polikristalin seramik grubunu oluşturmaktadır.

#### **2.2.4.1.2.1. Alümina**

Bu materyaller ilk olarak 1990'ların ortasında Nobel Biocare firması tarafından Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) CAD/CAM sistemleri için kor materyali olarak piyasaya sürülmüşlerdir. Yoğun şekilde sinterlenmiş, yüksek saflıkta alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) içerirler.<sup>55</sup> Alüminyum oksit kristalleri yıllarca, seramiklerin stabilitesini arttırmak için kullanılmıştır ve bu işlem dispersiyon sertleştirme (serpinik sertleştirme) olarak adlandırılır.<sup>75</sup> Dispersiyon sertleştirme, metale çok küçük ve sert partiküllerin dahil edilmesini içerir, materyalin kuvvet karşısında yer değiştirmesini kısıtlar ve böylece mekanik özelliklerini iyileştirir.<sup>77</sup>

Altyapı materyali olarak CAD/CAM sistemleri ile üretilen bu materyaller 17-20 GPa olan yüksek sertlik derecesine sahiptir.<sup>42</sup> 380 GPa'lık yüksek elastisite modülüne sahip alümina, altyapı kırıklarına eğilimlidir. Ayrıca, dönüşümle sertleştirilme özelliğine sahip stabilize edilmiş zirkonya gibi gelişmiş mekanik özelliklere sahip materyallerin artan kullanımı, alümina kullanımının azalmasına yol açmıştır.<sup>75</sup>

#### **2.2.4.1.2.2. Stabilize Zirkonya**

1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından keşfedilen zirkonyum (Zr) aslında parlak gümüş renkli metaldir.<sup>75</sup> Genellikle bileşik halinde doğada bulunan zirkonyumun en çok bilinen formları zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ ) ve zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ )'tir. Zirkonyum silikatın diğer adı zirkondur, zirkonyum oksitin diğer adları ise zirkonya ve zirkonyum dioksittir.<sup>78</sup>

Saf zirkonya sıcaklığa göre üç allotropik formda bulunur: Oda sıcaklığından 1170 °C'a kadar stabil olan monoklinik fazdadır. 1170-2370 °C arasında tetragonal fazda, sıcaklık 2370 °C'ı aştığında ise kübik fazdadır.<sup>55</sup> Zirkonya sinterlemeden sonraki soğutma sırasında tetragonal fazdan monoklinik faza geçer ve hacimce %3-5 oranında artış meydana gelir. Bu, çatlağın ucunda kırılmayı artıran ve aynı zamanda dönüşüm sırasında enerjinin dağılmasına neden olan sıkıştırma gerilimine neden olur. Bu mekanizma dönüşüm sertleşmesi (transformation toughening) olarak adlandırılır. Dönüşüm

sertleşmesi çatlak ilerlemesini etkili bir şekilde engeller ve mekanik özelliklerde artışa neden olur.<sup>7,79</sup>

Saf zirkonyadan yapılan restorasyonun içinde meydana gelen gerilim (sinterlemeden sonraki soğutma sırasında) çok sayıda mikro çatlak oluşturarak restorasyonun erken kırılmasına neden olur. 1929'da Ruff ve ark.<sup>80</sup>, saf zirkonyayı diğer kübik oksitlerle alaşımlandırarak zirkonyanın tetragonal ve hatta kübik formunun oda sıcaklığında metastabil kalabileceğini keşfetmişlerdir. Bu keşiften itibaren, faz dönüşümünü daha düşük sıcaklıklara kaydırmak ve zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal ya da kübik fazda stabil kalmasını sağlamak için saf zirkonyaya CaO, MgO, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> veya CeO<sub>2</sub> gibi oksitler ilave edilmiştir. Fazlar arasındaki geçiş kontrolü sağlanmış olan zirkonyanın kırılma dayanımı 7-10 MPa, bükülme direnci 900-1200 MPa ile alüminanın yaklaşık iki katı kadardır.<sup>42,75</sup> Bunun yanında, çatlak yayılımının tamamen engellenmediği de göz önünde bulundurulmalıdır.

Zirkonya seramikler mikro yapılarına göre tam stabilize edilmiş zirkonya (FSZ), parsiyel stabilize edilmiş zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak sınıflandırılmıştır. FSZ'de zirkonya kübik formdadır ve %8 mol'dan fazla itriyum oksit (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) içerir. PSZ, kübik bir matrikste nano boyutlu tetragonal veya monoklinik partiküllerden oluşur. TZP'ler, yaygın olarak itriyum veya seryum ile tetragonal fazda stabilize edilmiş monoklinik materyallerdir.<sup>81</sup> Dental zirkonyumların tümü TZP tipidir, sıklıkla itriyumla stabilize edilen formu (Y-TZP) kullanılır. Bu form işleme ve sinterlemeden sonra yüksek dayanım ve kırılma direncine sahiptir.<sup>63</sup>

Zirkonya seramikleri başlangıçta altyapı seramiği olarak üretilmiş olsa da günümüzde monolitik restorasyon olarak da tercih edilmektedir. Endikasyona göre infiltrasyon tekniğiyle renklendirilebilen monokromatik şekilde bulunmaktadır. Ayrıca yine endikasyon durumuna göre, dentinden mineye doğru renk değişimlerini yansıtabilen polikromatik CAD/CAM bloklar ile uygun translüsensiye sahip materyaller üretilmektedir.

NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare, California, ABD), Lava/Lava Plus (3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya), In-Ceram YZ (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre), Katana Zirconia ML (Kuraray, Tokyo, Japonya), Cercon ht (Dentsply Sirona, York, PA, ABD), Prettau Zirconia



(Zirkonzahn GmbH, İtalya), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Zenostar (Wieland Dental, Pforzheim, Almanya) çeşitli stabilize zirkonya örnekleridir.<sup>55</sup>

Y-TZP zirkonya, renk ve opaklık gibi doğal diş taklit edebilen özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde tek ve çok üyeli restorasyon, post materyali, implant dayanağı ve implant materyali olarak kullanılabilir. <sup>82</sup>

#### **2.2.4.1.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya**

Zirkonya ve alüminanın farklı oranlardaki bileşimlerinden oluşan bu materyaller kanıtlanmış biyouyumlulukları ve monolitik bileşenlere kıyasla üstün mekanik özellikleri nedeniyle biyomateryal olarak pratikte uygulama alanı bulmuştur. Bu materyaller, ana faz alümina olduğunda zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) veya ana faz zirkonya olduğunda alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) olarak sınıflandırılır. Üretici firmalar arasında değişiklik olsa da ZTA yapısında en az %50 oranında alümina, ATZ yapısında en az %50 oranında zirkonya bulunmaktadır.<sup>55</sup>

ZTA, ortopedi alanında biyomateryal olarak kullanılmış ancak henüz diş hekimliğinde pek uygulama alanı bulamamıştır. Bunun ana nedeni, muhtemelen bu materyalin opak olması ve bu nedenle estetik açıdan olumlu değerlendirilmemesidir. Bununla birlikte, cam infiltre edilmiş pöröz alümina-Ce-TZP içeren In-Ceram-Zirconia sistemi istisna olarak (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Ziraldent (Metoxit, Thayngen, İsviçre) ve NANOZR (Panasonic Electric Works, Osaka, Japonya) ticari markalı ürünler ise ATZ sınıfındadır.<sup>83</sup> Bu materyallerin yorulma dayanıklılıkları Y-TZP'nin iki katından fazla olmakla beraber yüksek mukavemet ve kırılma dayanıklılığı, düşük ısıda bozunmaya karşı direnç gibi avantajları bulunmaktadır.<sup>55,84</sup>

#### **2.2.4.1.3. Rezin Matriks Seramikler**

Bu materyaller rezin nanoseraamikler, hibrit seramikler, rezin-matriks seramikler, çift ağılı materyaller, seramik içerikli ağ yapıda faz kompozitleri veya polimer infiltre seramik ağ (PICN) gibi çeşitli isimlerle adlandırılmıştır.<sup>75</sup> Rezin matriks içeren bu seramik materyaller geliştirilmekte olduğundan alt gruplarının artması muhtemel gözükmektedir.

Bu grup, seramik parçacıklarla infiltre edilmiş organik matriks içeren materyalleri kapsar. "*İstenen özellikleri elde etmek için genellikle yüksek bir sıcaklıkta pişirilerek işlenen metal olmayan inorganik materyaller*" olarak belirtilen "geleneksel seramik" tanımı dikkate alınırsa organik bir matriksin varlığı, rezin matriks seramik materyallerini teorik olarak sınıflandırma dışında bırakır. Ancak, 2013 yılında ADA Code on Dental Procedures and Nomenclature tanımlanmasında porselen/seramik terimini "*porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler dahil olmak üzere ağırlıklı olarak inorganik ısıya dayanıklı bileşenler içeren preslenmiş, fırınlanmış, parlatılmış veya frezelenmiş materyaller*" olarak güncellemiştir.<sup>61</sup> Bu nedenle, bu bölümde sunulan materyaller çoğunlukla inorganik bileşiklerden (ağırlıkça>%50) oluştukları için bu sınıflandırmada yer almaları uygun bulunmuştur.<sup>55</sup>

Firmaların CAD/CAM sistemleriyle kullanılmak üzere tasarladığı bu materyal grubunu geliştirme amaçları:

- Geleneksel seramiklere kıyasla dentine benzer elastisite modüllerinin olması,
- Cam matriks seramikler ve polikristalin seramiklere göre çok daha basit bir şekilde freze edilebilir ve uyumlanabilir olması,
- Kompozit rezinlerle ağız içinde tamir edilip uyumlanabilmesi ve
- Dentine benzer elastisite modülü sayesinde yüksek stresleri absorbe ederek şok emici olarak davranmasıdır.<sup>75</sup>

Rezin matriks seramik materyaller içerdikleri inorganik bileşenlere göre rezin nano seramikler, rezin matriks cam seramikler, rezin matriks zirkonya-silika seramikler olmak üzere üç gruba ayrılır.<sup>55</sup>

#### **2.2.4.1.3.1. Rezin Nano Seramikler**

Nanoteknoloji, tıp ve diş hekimliğinde geniş bir uygulama alanına sahiptir. Nanomateryallerin bir araya getirilmesiyle farklı materyallerin özellikleri birleştirilebilmektedir. Uygun nano partiküller eklenerek materyallerin optik, kimyasal, fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek mümkündür.<sup>85,86</sup>

2012 yılında Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany) ticari marka adı altında, yüksek oranda çapraz bağlardan oluşan polimerik matrikse bağlanmış nano seramik parçacıklar (nanomer ve nanoküme parçacıkları) içerdiğinden "rezin nano seramik" (Resin Nano Ceramic-RNC) olarak kullanıma sunulmuştur. Lava Ultimate, 20

nm çapında silika ve 4-11 nm çapında zirkonya olmak üzere iki tip nanomer içerir. Bu nanomerler dolgu partiküllerinin interstisyel aralığını azaltır ve yüksek nano seramik içeriği sağlar. Rezin matrikse yüksek oranda seramik partiküllerinin (ağırlıkça yaklaşık %80) eklenmesi, partiküllerin nano boyutta olması kaynaklıdır. Blokların üretiminde yapıya eklenen silan, nano yapılar ve rezin matriks arasında kimyasal bağ oluşumunu sağlar. Özel ısıl işlem sürecinden geçtikten sonra materyalin kürlenmesi tamamlanmış olur, böylece frezeledikten sonra ek fırınlamaya ihtiyaç olmaz.<sup>75</sup>

Nano partikül yapısı materyali kırılmaya ve aşınmaya karşı daha dirençli hale getirir. 200 MPa'lık yüksek eğilme dayanımı sayesinde daha düşük kalınlıklarda kullanılabilir ve elastisite modülü 15 GPa ile dentine benzerdir. Polimer yapısı sayesinde karşıt minede cam seramiklere göre daha az aşınmaya neden olur ancak materyalin kendisi daha çabuk aşınır.<sup>87</sup> Rezin nano seramik materyallerin tam kron endikasyonları olmasına rağmen 3M-ESPE firmasına ait Lava Ultimate ile üretilen restorasyonlarda, elastisite modülünün düşük olması nedeniyle kron içerisinde elastik deformasyon meydana gelir. Bu durumu takiben oluşan stresin adeziv tabakaya iletilmesiyle restorasyonda desimantasyon problemleri ortaya çıkınca, yüksek cam içeriğine rağmen üretici firma 2015'te materyalin tam kron endikasyonunu kaldırmış, inley, onley ve veneerleme materyali olarak kullanımını önermiştir.<sup>75,88</sup>

Bir diğer materyal ise "polimer infiltre seramik ağ" (polymer-infiltrated ceramic-network (PICN)) olarak adlandırılmaktadır. PICN, polimer matriks (ağırlıkça %14) infiltre edilmiş, sinterlenmiş seramik matriks (ağırlıkça %86) içeren yapıdan oluşur. PICN'in inorganik seramik ağ yapısını, ana faz olarak lösit, az miktarda da polimer içerikli ağ ile birbirine bağlı zirkonya oluşturmaktadır. Polimer içerikli ağ içerisinde yüksek miktarda karbon bulunmaktadır. Materyalin fazları arasında mikro çatlaklar gözlemlenmiştir. Kullanım alanları tek üye kron, lamine veneer, inley ve onley restorasyonlardır.<sup>89</sup> PICN olarak adlandırılan hibrit blokların bükülme direnci 160 MPa'a kadar çıkmaktadır.<sup>87</sup>

Bu tez çalışmasında da kullanılan, GC firması tarafından 2014 yılında kullanıma sunulan GC Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) "esnek nano seramik" (flexible nano ceramic (FNC)) olarak adlandırılmıştır. Polimer matriks içine gömülü nispeten küçük ve düzgün dağılmış alümina-baryum-silikat parçacıklarından oluşmaktadır.<sup>75</sup> İnorganik yapı ağırlıkça %71 oranında 20 nm çapında silika ve 300 nm çapında baryum cam nano

dolduruculardan oluşur.<sup>90</sup> GC Cerasmart'ın elastisite modülü (10,0 GPa) ve sertliği (yaklaşık 64,1 HV) sırasıyla Lava Ultimate (170,5 MPa/14,5 GPa/97,9 HV) ve VITA Enamic'ten (140,7 MPa/28,5 GPa/189,8 HV) önemli ölçüde daha düşük olmasına rağmen bükülme direnci (yaklaşık 242 MPa) önemli ölçüde daha yüksektir.<sup>29</sup> Diğer seramik veya hibrit materyallerle kıyaslandığında elastisite modülü daha düşük (3,07±0,45 MPa), marjinal uyumu ise 60±16 µm ile daha iyidir.<sup>27</sup>

Yüksek doldurucu oranı eğilme dayanımını ve kırılma direncini arttırdığı için implant destekli restorasyonlarda kullanımı uygundur. Bu materyal uzun vadede aşınmaya dirençli olduğu için brüksizm hastalarında kullanılabilir.<sup>91</sup> Yüksek (HT) ve düşük (LT) translüsens özellikte, beş renk tonu ve üç boyutta (12, 14, 14L) blokları mevcuttur. HT bloklar inley, onley, veneer, parsiyel ve tam kron restorasyonlarda endike iken, LT bloklar renklenmiş dişlerin maskelenmesi ve parsiyel kron restorasyonlarında endikedir. Sinterleme ve glazür gerektirmez, mekanik olarak kolayca cilalanabilir, karakteristik özellikler intraoral olarak oluşturulabilir ve rezin kompozitlerle tamir edilebilir.

Rezin nano seramiklerin başlıca avantajları;

- Elastisite modüllerinin dentine yakın olması,
- Optik özelliklerinin doğal dişle yakın olması,
- Cam seramiklere göre bükülme dirençlerinin ve kırılma dayanımlarının yüksek olması (diş dokusunda minimal redüksiyonların yeterli olması),
- Frezeleme ünitesindeki işlem süresinin, diğer seramik materyallere göre daha kısa olması,
- Frezelemeden sonra sinterleme veya kristalizasyon için fırınlanmasına gerek olmaması,
- Restorasyonun son halinin yüzey polisajı ile elde edilebilir olması,
- Aşınmaya dayanıklı olup karşı dişlerde az aşındırma meydana getirmesi ve
- Restorasyonların ağızda kolayca onarılabilir olmasıdır.<sup>29,92</sup>

#### **2.2.4.1.3.2. Rezin Matriks Cam Seramikler**

Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 2013 yılında CAD/CAM sistemleri ile kullanılan ve “*hibrit seramik*” olarak da adlandırılan rezin matriks cam

seramik olarak kullanıma sunulmuştur. Alüminyum oksitle güçlendirilmiş feldspatik seramik ağ (ağırlıkça %86, hacimce %75) ve polimer ağ (ağırlıkça %14, hacimce %25) olmak üzere iki ayrı ağ yapısından meydana gelir. Seramik ağ içeriğinde %58-63 SiO<sub>2</sub>, %20-23 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %9-11 Na<sub>2</sub>O, %4-6 K<sub>2</sub>O, %0,5-2 B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %1'den az ZrO<sub>2</sub> ve CaO bulunmaktadır. Polimer ağ, üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşur.<sup>55</sup> Seramik ve kompozitlerin avantajlı özelliklerini içeren bu materyallerin elastisite modülü yaklaşık 30 GPa ve bükülme direnci ise 160 MPa'dır.

Çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olmaları nedeniyle inley, onley, lamine veneer, diş destekli anterior ve posterior kron ve implant destekli posterior kron materyali olarak kullanım endikasyonları bulunmaktadır. Nano seramiklerden ve rezin matriks zirkonya-silika seramiklerden farklı olarak cam matriks içeriklerinden dolayı asitlenebilirler.<sup>93</sup>

#### **2.2.4.1.3.3. Rezin Matriks Zirkonya-Silika Seramikler**

MZ100 Block ve Paradigm MZ-100 Block (3M ESPE, Minnesota, ABD), bisfenol A glisidil metakrilat (Bis GMA), TEGDMA ve patentli üçlü aktivatör sisteminin polimer matriksine gömülü %85 oranında ultra ince zirkonya-silika seramik parçacıklarından (0,6 µm) meydana gelmektedir. Bahsi geçen partiküller materyale radyopak özellik, aşınma direnci ve dayanıklılık kazandırmaktadır.<sup>55</sup>

Bu tez çalışmasında da kullanılan Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) hibrit seramik yapıya sahiptir. UDMA ve TEGDMA içeren reçine matriksi ile karakterizedir. Bu malzeme, %61 oranında zirkonyum silikat nanofillerden oluşmaktadır.<sup>29</sup> İskelet yapısı çiğneme kuvvetlerini emerek materyalin gücünü ve direncini artırır. Yeterli dayanıklılığa sahip olduğu için ince restorasyonlar üretilebilir. Kısa sürede hızlı ve hassas bir şekilde frezelenip, cilalanabilir ve restorasyon anında simante edilebilir.<sup>94</sup> Eğilme dayanımı 191 MPa, elastisite modülü ise 7,8 GPa'dır.<sup>95</sup> Sertliği 66 HV'dir, bu nedenle anterior ve posterior restorasyonlar, implant destekli kron ve uzun süreli geçici restorasyonlarda kullanılabilir. Yüksek eğilme dayanımı ve düşük eğilme modülü sayesinde restorasyondaki stresleri dağıtabilir, bu özelliği materyali lityum disilikat ve zirkonya alternatifi yapmaktadır. Materyalin sertliği dentine yakın olduğu için karşıt dişlerde oluşabilecek aşınma kabul edilebilir düzeydedir. Mine benzeri

translüsensiye sahip olduğu için anterior dişlerin estetik restorasyonunda kullanılabilir. Hızlı frezelenabilir, iyi marjinal uyuma sahiptir ve sinterleme gerektirmez; bu nedenle dijital iş akışı basittir. Ağız içinde tamir edilebilen materyallerdendir. Bu materyal anterior ve posterior kron, inley, onley, veneer ve implant destekli kron restorasyonları için endikedir. Yüksek ve düşük translüsensiye sahip, küçük ve orta boyutlarda bloklar mevcuttur. HT bloklarda üç ve LT bloklarda altı renk tonu bulunmaktadır.

#### **2.2.4.2. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) Sistemleri**

İlk CAD/CAM sistemleri, 1960'lı yılların başında, uçak ve otomotiv endüstrisinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. 1980'lerde ise CAD/CAM teknolojisinin dental alanda kullanımının, endüstriyel kullanıma göre daha basit ve kolay olduğu düşünülmüştür. Ancak, dental CAD/CAM sistemlerinin bazı kritik özelliklere sahip olması, kullanımının düşünüldüğü kadar kolay olmadığını göstermiştir:

- Dental laboratuvarlarda ve kliniklerde CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen restorasyonların maliyeti, çalışma süresi ve uygulama kolaylığı, geleneksel sistemlerle aynı seviyelerde veya daha tercih edilebilir olmalıdır.
- Dayanak diş, ilgili komşu diş ve karşıt diş morfolojisi, prepare edilmiş diş marjinleri hassas şekilde dijitalleştirilebilmelidir. Bu amaçla, karmaşık ve kritik alanların yüksek hassasiyetle sayısallaştırılması için özel yazılımların geliştirilmesi gereklidir.
- Dental restorasyonların üç boyutlu şeklinin sayısal ifadesi, fonksiyonel denklemler kullanılarak ifade edilen tipik endüstriyel ürünlere kıyasla daha karmaşıktır. İlâveten, restorasyonların sadece destek dişle değil, aynı zamanda komşu ve karşıt dişlerle de uyumlu olabilmesi için özel CAD yazılımlarının geliştirilmesi gereklidir.
- Keskin köşelere ve kenarlara sahip restorasyonların frezelenmesi, kırılğan seramik materyallerde zor olduğu için özel CAD/CAM yazılımının geliştirilmesi gereklidir.
- Bunlara ek olarak, makinenin boyutunun normal bir dental laboratuvara ve kliniğe uyumlu olması da gereklidir.<sup>8</sup>

Diş hekimliğinde, dental CAD/CAM sistemlerindeki en büyük gelişmeler 1980'lerde meydana gelmiştir. Mevcut dental CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesine özellikle üç öncü araştırmacı katkıda bulunmuştur.

Duret, dental CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesinde adından söz ettiren ilk kişidir.<sup>96</sup> 1971'de ağızdaki destek dişin optik ölçüsü, fonksiyonel hareketlere uygun kron tasarlama, sayısal kontrollü freze makinesi ile kron frezeleme gibi bir dizi sistem kullanarak oklüzal yüzeyin fonksiyonel şekline uygun kronlar üretmeyi başarmıştır. Dr. Duret, dental CAD/CAM sistemlerinin daha sonraki gelişimi üzerinde etkisi olan Sopha sistemini tasarlamıştır.<sup>8</sup>

İkinci araştırmacı ise, CEREC sisteminin geliştiricisi Dr. Moermann'dır.<sup>97</sup> CEREC sistemini diş hekimliği muayenehanesinde klinik olarak hasta başında kullanmaya çalışmıştır. Hazırlanmış kavitenin ağız içi kamera ile doğrudan ölçüsünü almış, ardından hasta başında kompakt bir makine kullanarak seramik bloktan inley tasarlamış ve kazımıştır. Bu sistem ile klinikte ortamında ilk inley üretimini sağlayarak, hasta başı (chair-side) protokolünün öncüsü olmuştur. Sistem tanıtıldığında, CAD/CAM terimi diş hekimliğinde hızla yayılmıştır.<sup>8</sup>

Bu alandaki üçüncü araştırmacı ise 1983 yılında Procera sistemini geliştiren Dr. Andersson'dur.<sup>98</sup> 1980'lerin başında altın fiyatlarındaki ciddi artış nedeniyle, nikel-krom alaşımları altın alaşımları yerine kullanılmaktaydı. Ancak metallere alerjinin özellikle Kuzey Avrupa'da sorun haline gelmesiyle, alerjik reaksiyona neden olmayan titanyuma geçiş önerilmiştir. Titanyumun hassas dökümü o dönemde hala zor olduğundan kompozit kron restorasyonlara yönelinmiş ve bu amaçla Procera CAD/CAM sistemi kullanıma girmiştir.<sup>8</sup> İlerleyen süreç içerisinde ise Celay, Cercon, Lava gibi çok sayıda CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir.

Teknolojik ilerleme sayesinde gelişmeye devam eden CAD/CAM sistemlerin başarısı hala final restorasyonun performansını doğrudan etkileyen simantasyon ve bitirme işlemleri gibi teknik duyarlılığı yüksek klinik prosedürlerden etkilenmekte ve operatör bağımlı işlemler olmaya devam etmektedir.

#### Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinin avantajları:

- Geleneksel üretimde ölçü alma ve alçı model elde etme gibi aşamaların olmaması, final restorasyonunun potansiyel doğruluğunu arttırmaya katkı sağlar.
- İşlemlerde aşama sayısının azalması teknik hataları en aza indirerek, çapraz kontaminasyon riskini de düşürür.
- Hasta başı protokolüyle geçici protez ihtiyacını azaltır.

- Hasta başında geçen süre kısaldır.
- Başlangıç maliyeti yüksek olsa da her hasta için ilave laboratuvar ücreti gerekmez.
- Kayıt altına alınan veriler gerektiğinde tekrar kullanılabilir ve yeni kayıtlarla karşılaştırılabilir.
- Geleneksel indirekt restorasyonlar ile karşılaştırıldığında, üretilen protezlerin güvenilir ve tasarımla tutarlı olması, ideale yakın mekanik özellikler sağlayabilir, gelişmiş marjinal uyum ve öngörülebilir gelişmiş estetik özellikler elde edilebilir.<sup>65,99,100</sup>

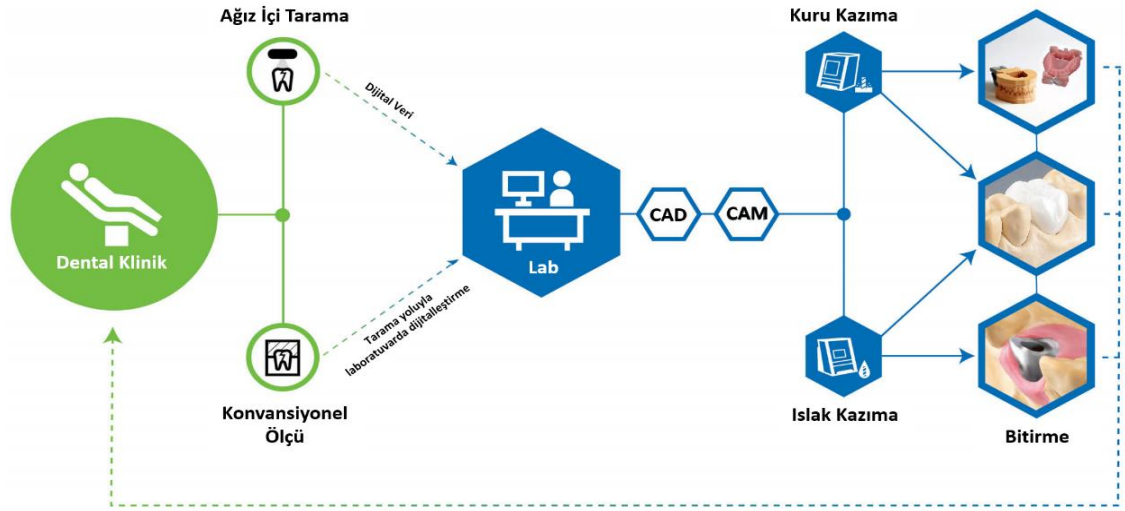
#### Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları:

- CAD/CAM sistemlerinin maliyeti çok yüksektir. Özellikle diş hekimleri için tüm sistemi satın almak ve tek başına muayenehanede uygulamaya çalışmak CAD/CAM ekipmanlarının maliyeti açısından önemli sınırlamalardır.
- Final restorasyonların rengi, CAD/CAM sistemlerinde kullanılan çoğu bloğun monokromatik karakterinden dolayı hala bir sorundur. Bu durumun çözülmesine yardımcı olacak çok renkli bloklar üretmek için yeni yöntemler geliştirilmektedir.
- İleri derecede kırık veya harabiyete uğramış dişlerin çoğunun dijital görüntülemesini elde etmek, derin subgingival dişeti sınırlarına sahip oldukları için zordur. Bu durumda geleneksele benzer şekilde gingival retraksiyon sonrasında dijital görüntülemenin yapılması gerekmektedir.
- Kronlar ve dayanak dişlerin ağızda kamera ile doğrudan dijitalleştirilmesi, komşu dişlerin, diş etinin ve tükürüğün varlığı gibi ağız içi elverişsiz ölçüm koşullarının tekniği zorlaştırması nedeniyle prepare dişin sınırlarının doğru şekilde belirlenmesini zorlaştırır. Bu, final restorasyonların hassasiyetinde, sistemin kritik bir sınırlamasıdır.<sup>100,101</sup>

CAD/ CAM sistemi üç temel basamaktan oluşmaktadır (Şekil 2.3):<sup>102</sup>

1. Bilgisayarlı yüzey taraması ile verilerin aktarılması ve kaydedilmesi
2. Restorasyonun bilgisayarda üç boyutlu tasarlanması (CAD)
3. Restorasyonun üretimi (CAM)





Şekil 2.3. CAD/CAM sistem iş akışı

#### 2.2.4.2.1. Tarama

Ağız içi veya ağız dışı model tarayıcılar ile preparasyon alanından, komşu ve karşıt yapılardan veri toplama ve daha sonra bu verileri bilgisayar ortamına aktararak sanal modele dönüştürme işlemidir. Ağız içi kameralar optik tarayıcılardır ve iki gruba ayrılırlar.<sup>103,104</sup> İlk grup, dişlerin tek tek görüntülerini kaydeden, yani fotoğraflarını çeken tekli görüntü kameralarıdır. iTero (Align Technology, San Jose, California, ABD), PlanScan (Planmeca OY, Helsinki, Finlandiya), CS 3500 (Carestream Dental LLC, New York, ABD) ve Trios (3Shape, Copenhagen, Danimarka) kameralar tek görüntüde yaklaşık üç diş kaydeden tek görüntü kameralarıdır. İkinci grup ise, True Definition (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Lava Chairside Oral Scanner (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Apollo DI (Sirona GmbH, Bad Säckingen, Almanya) ve OmniCam (Sirona GmbH, Bad Säckingen, Almanya) sistemleri tarafından kullanılan video kameralardır. Sistemler arasında, kullanım prensibi, kayıt, ışık kaynağı, titanyum dioksit pudra gerekliliği gibi farklılıklar vardır.<sup>105</sup>

Laboratuvar tarayıcıları optik ve mekanik tarayıcılar olarak iki gruba ayrılır. Birinci grup, ölçüm ışığı demetinin belirli bir açı altında diş yapıları üzerine yansıtılmasını kullanan optik tarayıcılardır. Işık demetinin derinliğine bağlı bir faz kaymasına neden olur ve kamera bunu dijital sensörüne kaydeder. Bilgisayar, derinlik modülasyonlu ölçüm görüntüsünden diş yapısının 3 boyutlu (3B) verilerini hesaplar.

İkinci grup olan mekanik tarayıcılar, 3B ölçüm elde etmek için, yakut top aracılığıyla ana modeli mekanik olarak satır satır okur.<sup>105</sup>

#### **2.2.4.2.2. Tasarım (CAD)**

Restorasyonların tasarımı için üreticiler tarafından özel yazılımlar sağlanmaktadır. Farklı üreticilerin farklı yazılımlarıyla, protetik restorasyon, tanısal model ve wax-up, cerrahi rehber, splint ve ortodontik apareyler tasarlanabilir. Final restorasyonlar, geçici restorasyon modellerinin kopya taraması yoluyla üretilir.<sup>105</sup>

Bu sistemlerde, farklı diş morfolojileri kendi dahili dijital kütüphanelerinde mevcuttur. Ancak, CAD/CAM sistemler tarafından sağlanan genel diş morfolojisi biçimleri yalnızca temel formları sağlayabilmektedir. Her hasta farklı olduğundan ve her diş kendine özgü morfolojik özellikler içerdiğinden, tasarımdaki değişikliklerin ve modifikasyonların manuel olarak yapılması gereklidir.<sup>106,107</sup> Manuel tasarıma alternatif olarak, hastanın bireysel oklüzal morfolojisini tanımlamak ve taklit etmek için biyojenerik diş morfolojisi veri tabanı kullanılabilir. Dijital CAD modelinin bilgisayar monitöründe görülebilir olması sayesinde, dosya üretim sürecine aktarılmadan önce modelin kritik alanlarını değerlendirmek için 3B olarak döndürülebilir ve büyütülebilir.<sup>105</sup> Ayrıca, istenilen siman aralığı seçilebildiğinden, işlemin manuel uygulanmasına gerek kalmaz.<sup>108</sup>

Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli belirli bir dizi komuta dönüştürerek tasarlanan restorasyonu imal eden CAM ünitesini çalıştırır.<sup>102</sup>

#### **2.2.4.2.3. Üretim (CAM)**

Üretim aşaması dental CAD/CAM sürecinin son aşamasıdır. CAD modelinden, hastanın ağızına yerleştirilmeden önce işleme, bitirme ve cilalama işlemlerini içeren fiziksel restorasyon üretim aşamasıdır.<sup>106</sup> Bu restorasyonları üretmek için eklemeli veya eksiltmeli üretim olmak üzere iki temel yöntem kullanılmaktadır.<sup>109,110</sup>

Frezeleme/işleme teknolojisi, büyük katı bloklardan restorasyon oluşturmak için eksiltmeli teknolojiyi kullanan üretim türüdür. Diş hekimleri ve teknisyenlerin aşına olduğu teknoloji, tüm adımları bilgisayar programı tarafından kontrol edilen, istenen geometriyi elde ederken çok hassas freze makinesinin kullanıldığı süreçlere dayanan sayısal kontrollü bilgisayar işlemidir. Kazıma üniteleri kuru/ıslak kazıma veya farklı

eksenler (X, Y, Z) boyunca doğrusal olarak yukarı ve aşağı hareket ederek kazımanın yapılabildiği eksen sayısına (4 veya 5 eksen) göre iki sınıfa ayrılır.<sup>105</sup>

Eklemeli üretim, 3B model verilerinden genellikle katmanlı nesnelere yapmak için malzemeleri birleştirme süreci olarak tanımlanmaktadır.<sup>111</sup> CAD ile tasarım son haline getirildikten sonra, çok kesitli görüntülere ayrılır. Malzemenin final formunu oluşturmada makine her bir milimetre için, kaynaştırılan ardışık sıvı veya toz malzeme katmanlarını yerleştirdiği 5-20 katman oluşturur. Bu tür üretimlerde temel sorun, yapım sırasındaki büzülme, sonradan sertleşme ve katmanların kalınlığı nedeniyle üretimde farklılıkların oluşabilmesidir.<sup>105</sup>

CAD/CAM sistemleri üretim metodlarına göre üç gruba ayrılmaktadır:

1. Hasta başı (chair-side) Sistemi: Hekim prepare edilen dişi dijital olarak tarar, hasta başında restorasyonu üretir ve aynı seansta teslim eder. CEREC (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ve E4D (Planmeca, Richardson, Texas, ABD) bu gruba örnek sistemlerdir.<sup>112,113</sup>
2. Laboratuvar (in-lab) Sistemi: Ağız içinden alınan ölçülerden veya elde edilen alçı modelden tarama yapılarak restorasyon üretimi gerçekleştirilir. CEREC inLab (Sirona, Erlangen, Almanya), DCS Preci-fit (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre), Cercon (Dentsply, Surrey, İngiltere), Zeno Tec System (Wieland, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bu gruba örnek verilebilir.<sup>113,114</sup>
3. Merkezi Üretim: Hekim, hasta başında dijital ölçü alır ve verileri internet yoluyla laboratuvara gönderir. Procera (Nobel Biocare, Zürich-Flughafen, İsviçre) ve LAVA (3M, ESPE, Seefeld, Almanya) sistemleri bu gruba örnek verilebilir.<sup>113,114</sup>

CAD/CAM sistemleri veri paylaşımına göre açık ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılır. Açık sistemler farklı firmaların tarama, tasarım, üretim elemanlarının kullanımına izin verirken; kapalı sistemler sadece kendi CAD/CAM sistemi elemanlarını kullanılır ve diğer firmalarla veri paylaşmaz, yazılım güncellemeleri tek firmaya bağlıdır.<sup>104</sup>

### **2.3. Gıda Benzeri Solüsyonlar**

Dental materyaller ağız ortamında kimyasal, mekanik, biyolojik ve fiziksel etkileşimlere maruz kaldıklarında bütünlükleri ve dayanıklılıkları tehlikeye

girebilmektedir.<sup>115</sup> Klinik kullanım sürecinde dental materyaller, tükürük, diyet, dental hijyen ürünlerine bağlı veya oral mikroorganizmalar tarafından doğal olarak üretilen tuzlar, asitler, alkaliler ve alkoller gibi farklı kimyasal bileşenlere maruz kalır. Ağız içinde farklı kimyasal bileşenlerin ortamda bulunan materyaller üzerinde farklı etkileri söz konusudur. Bu süreç, gıda benzeri solüsyonlarda bekletilerek etkili bir şekilde taklit edilebilir.<sup>116,117</sup>

Ağız içi koşulları (bileşenler, pH, vizkozite) taklit eden bu sıvılar ABD Gıda ve İlaç Dairesi (Food and Drug Association, FDA) tarafından gıda benzeri sıvılar olarak kabul edilmektedir.<sup>118-120</sup> Heptan, sitrik asit, etanol ve distile su farklı çözünürlük parametrelerine sahip, yiyecek ve içeceklerde bulunan organik çözücülerdir. Heptan tereyağı, yağlı etler ve bitkisel yağları taklit ederken sitrik asit, metil etil keton ve etanol çözeltileri bazı içecekleri (alkollü dahil), sebzeleri, meyveleri, şekerlemeleri ve şurupları taklit eder. Ayrıca su ve tükürüğün sağladığı ıslak ağız ortamını taklit etmek için distile su kullanılmaktadır.<sup>121</sup> Gıda benzeri solüsyonlar, kimyasal ağız ortamını taklit ederek farklı restoratif materyallerin dayanıklılığını test etmek için kullanılmıştır. Yapay yaşlandırma sürecinde gıda benzeri solüsyonlar, incelenen materyaller için depolama ortamı olarak kullanılır ve eş zamanlı olarak bozunma belirtileri açısından incelenir.<sup>122,123</sup>

#### **2.4. Yüzey Pürüzlülüğü**

Yüzey pürüzlülüğü, materyalin kendi yapısında bulunan veya üretim sürecinde yüzeyinde oluşan düzensizliklerin toplamına verilen isimdir. Pürüzsüz yüzey, estetik sonucu artırmanın yanı sıra, mikro pürüzlülüğün olmaması nedeniyle biyofilm oluşumunu ve plak retansiyonunu önleyerek periodontal hastalık riskini azaltır. Ayrıca, pürüzsüz yüzeyler sürtünme katsayısını ve dolayısıyla aşınma oranını azaltarak rezin kompozitler gibi kırılma direncini de artırır.<sup>124,125</sup> Kabul edilemez yüzey pürüzlülüğü eşik değeri için henüz tam bir görüş birliği sağlanamamış olmasına rağmen 0,2 µm'nun üzerindeki pürüzlülük değerinin plak formasyonunu artırarak çürük ve periodontal inflamasyon riskinin artmasına sebep olarak restorasyonun estetiğini ve klinik kullanım süresini tehlikeye attığı belirtilmiştir.<sup>126,127</sup> Hastanın diliyle hissedebildiği pürüzlülük değerinin 0,28 µm olduğu belirtilmişken bu değer 1µm'dan az olduğunda ise klinik olarak çıplak gözle yüzeyin pürüzsüzmüş gibi görüldüğü bildirilmiştir.<sup>128</sup>

## 2.4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

### 2.4.1.1. Mekanik Profilometreler

Mekanik profilometreler elmas kayıt ucunun örneğin yüzeyine temas ederek taraması prensibiyle çalışan iki boyutlu ölçüm yapan cihazlardır. Sensör x eksenini boyunca hareket ederken, dikey z eksenini boyunca yükseklikteki değişimleri ölçer ve cihazın translasyon sistemini referans alarak kaydeder. Bu nedenle, incelenen yüzey ile sensörün translasyon eksenini arasındaki paralellik çok dikkatli ayarlanmalıdır. Bu tür mekanik temas yöntemlerinde, ucun şekline bağlı olarak küçük boyutlara sahip düzensizliklerin ölçümleri yapılamaz.<sup>129</sup> Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde  $R_a$ ,  $R_z$ ,  $R_t$ ,  $R_{pm}$  gibi farklı pürüzlülük parametreleri kullanılır.  $R_z$ , art arda gelen beş parçada, ortalama tepeden vadi yüksekliğini belirtir.  $R_{pm}$ , yüzeydeki en derin noktaların ortalamalarını ifade eder ve profil şekli hakkında bilgi verir. Mekanik profilometrelerle ölçülen değerlerden  $R_t$  toplam yüzey pürüzlülüğünü verirken  $R_a$  değeri ölçüm uzunluğu boyunca görülen tüm pürüzlülük değerlerinin aritmetik ortalamasıdır.<sup>130</sup>  $R_a$ , yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde en çok kullanılan değerdir.

Mekanik profilometre, ekonomik ve daha yaygın olması sebebiyle dental materyallerin ölçümünde sıklıkla tercih edilir.<sup>127</sup> Tekniğin hassasiyeti  $0,01 \mu\text{m}$  dolaylarındadır. Pürüzlülük bu değer altında olduğunda, sensör çözünürlüğü yetersiz kalır ve optik ölçümlere ihtiyaç duyulur.<sup>131</sup>

### 2.4.1.2. Optik Profilometreler

Optik profilometreler, örnek yüzeyinin optik ışınlar aracılığıyla mekanik temas içermeyen bir yöntemle 3B analizini yapan cihazlardır. Yöntemin çalışma prensibi, gönderilen ışınların yüzey ile cihazın kendi içerisindeki referans parçası arasındaki noktaların mesafesini ölçmektir. Optik bileşenlerin özellikleri, yaklaşık  $100 \mu\text{m}$  karelik bir alanda birkaç nanometrelik bir çözünürlük sağlamalarıdır. Yüzey çok pürüzlüyse, ışık her yönde yayılacağı için optik profilometre ölçümleri kesin sonuç veremez. Bu nedenle ölçümler yalnızca kalitesi çok yüksek yüzeylerde kullanışlıdır.<sup>129</sup>

Yüzey pürüzlülüğünün incelemesinde  $S_a$  (örnek boyunca pürüzlülük profilinin orta çizgiden tam uzaklıklarının aritmetik ortalaması),  $S_q$  (değerlendirilen profilin kare kök sapması),  $S_z$  (örnek boyunca beş en tepe nokta ile 5 en derin çukurun yüksekliklerinin

aritmetik ortalaması),  $S_t$  (değerlendirilen uzunluk aralığındaki en yüksek tepe ile en düşük çukur arasındaki mesafe) gibi farklı parametreler kullanılır.<sup>128</sup>

#### **2.4.1.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Elektron Microscope, SEM)**

SEM görüntüleme işlemi, yüksek hızla elektronların incelenecek nesne üzerine gönderilmesi ve saçılan elektronlarla görüntü oluşturulması esasına dayanır. Elektron akışının sürekliliği için incelenecek nesnenin iletken hale gelmesi gerekir. Bu amaçla incelenecek materyal Altın (Au) ve Palladyum (Pd) ile kaplanır.

SEM görüntülemesi sıklıkla yüzeyde oluşan çiziklerin ve düzensizliklerin görüntülenmesinde kullanılan yöntemdir. Bununla birlikte yüzey dokusunun 3B olarak görselleştirilememesi ve düz homojen yüzeyli materyallerin kontrastlarını verememesi gibi bazı sınırlamaları vardır.<sup>127</sup>

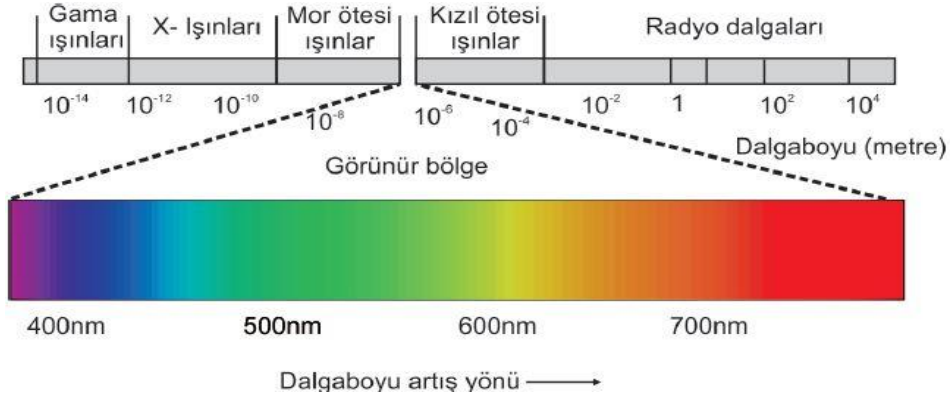
#### **2.4.1.4. Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope, AFM)**

AFM, nanometre çözünürlükte yüzey pürüzlülüğünün 3B ayrıntılı topografik görüntüsünü sağlayabilen pürüzlülük ölçüm yöntemidir. Teknik, temelde silikon veya silisyum nitrit ( $Si_3N_4$ ) kaplı keskin iğne ucunun piezoelektrik kontrol elemanları aracılığıyla, incelenen yüzey üzerinde üç boyutta (x, y ve z eksenleri) hareket ettirilerek 3B görüntülenmesine dayanır. Temiz ve düzgün yüzeyli örneklerde, çözünürlük x-y düzleminde 0,1-1,0 nm arasında değişirken z düzleminde 0,01 nm'lik atomik çözünürlük elde edilir. Kontakt, non-kontakt ve lift olmak üzere 3 farklı tarama modu vardır. Konvansiyonel yöntemlere göre vakum ortamı veya özel örnek hazırlığı (yüzey kaplaması) gerektirmemesi ve sıvı ortamda kullanılabilmesi gibi avantajları mevcuttur.<sup>132</sup> Bunun yanında düşük tarama hızı ve buna bağlı olarak geniş alanlarda tarama yapılmasının zorlaşması gibi dezavantajları bulunmaktadır.<sup>133</sup>

### **2.5. Dış Hekimliğinde Işık ve Renk**

1666 yılında Isaac Newton prizmadan geçen beyaz ışığın spektrum olarak adlandırılan renk demetine ayrıldığını gözlemlemiştir. Ayrıca bu renklerin prizmadan geri geçirildiğinde beyaz ışık ürettiğini keşfederek rengin ışık olmadan var olmadığını kanıtlamıştır.<sup>134</sup> Işık, nanometreler ile ifade edilen dalga boylarının meydana getirdiği görülebilir elektromanyetik radyasyondur. Radyo dalgaları, x-ışınları, ultraviyole ve kızılötesi radyasyon elektromanyetik radyasyonun diğer bölümleridir. Işığın insan beyni

tarafından algılanabilmesi için 360-780 nm arasında dalga boyuna sahip olması gerekmektedir. Spektrumda kısa dalga boyları mavi renge, uzun dalga boyları ise kırmızı renge denk gelir (Şekil 2.4).<sup>135</sup>



Şekil 2.4. Elektromanyetik enerji spektrumu

Rengin görülebilmesi için ışık nesneden yansır ve gözün retinasında bulunan sinir sensörlerini uyararak beynin görsel korteksinde yorumlanan bir sinyal gönderir. Göze giren ışık, retinadaki fotoreseptör çubukları ve konileri uyarır. Enerji, fotokimyasal reaksiyon yoluyla sinir uyarılarına dönüştürülür ve optik sinir yoluyla serebral korteksin oksipital lobuna taşınır. Çubuk hücreler parlaklık farklılıklarını ve rengin değerini yorumlamaktan sorumludur. Koni hücreleri ise ton ve yoğunluk yorumlamasında işlev görür.<sup>136</sup>

Renk algısının ön koşulları ışık kaynağı, nesne ve gözlemci olmak üzere üç değişken ögeyi içerir.

### 2.5.1. Işık kaynağı

Bir nesnenin rengi, aydınlatıcının türüne bağlı olarak değişebilir. Akkor, floresan ve doğal ışık gibi üç ana ışık kaynağı bulunmaktadır. Akkor daha çok kırmızı/sarı ışık yayar ve renk sıcaklığı yaklaşık 2856 K'dir. Floresan daha çok mavi ışık yayar ve renk sıcaklığı 4000 K'dir. Diş hekimliğinde önerilen standart renk sıcaklığı ise 5500 K'dir. Renk seçimi için doğal ışığın en dengeli olduğu gün ortası ışığının ideal olduğu belirtilmiştir. Ancak doğal gün ışığı sıcaklığı günün her saatinde eşit değildir. Bu yüzden dental kliniklerde renk seçimi "rengi düzeltilmiş ışık" olan ve daha düzgün renk dağılımına sahip, standart renk sıcaklığında ışık yayan özel ışıklar ile yapılmalıdır. Bu kaynakların renk sıcaklığı 5500 K'dir.<sup>134,137</sup>

### 2.5.2. Nesne

Renk, ışığın nesne tarafından değiştirilen fiziksel özelliğidir. Nesnenin görünümü gelen ışığın rengini değiştirme kapasitesine bağlıdır. Renk, gözlemcinin, nesnenin ememediği ve yaydığı görünür ışık dalga boyunu algılamasıyla ortaya çıkar. Opak bir nesne, görünür ışığın çeşitli dalga boylarını iletmez, sadece yansıtır ve emer. Yarı saydam nesnelere, görünür ışığın dalga boylarının bir kısmını dağıtır, iletir ve emerken, saydam bir ortam, görünür ışığın neredeyse hiç değişmeden geçmesine izin verir.<sup>138</sup>

### 2.5.3. Gözlemci

Görünür ışık göze korneanın şeffaf bölgesinden girer ve kristal lens tarafından retinaya odaklanır. Retina, iki tip özelleşmiş ışığa duyarlı hücreden oluşan reseptör sistemidir. Çubuklar skotopik (düşük ışık seviyesi, tek renkli) görüşten sorumluyken, koniler fotopik (orta/yüksek ışık seviyesi, tam renkli) görüşten sorumludur. Retinada üç tip koni reseptör hücresi S (kısa dalga boyu), M (orta dalga boyu) ve L (uzun dalga boyu) şeklinde bulunur ve ışığa duyarlılıkları üç farklı dalga boyu bandında değişir. En yüksek duyarlılıklar spektrumun mavi (yaklaşık 440 nm), yeşil (yaklaşık 545 nm) ve sarı-yeşil (yaklaşık 585 nm) bölgelerindedir. Koni reseptör hücreleri tarafından üretilen sinyaller beyin tarafından işlenir ve bu sinyaller aracılığı ile kırmızı, yeşil, mavi ve bu renklerin kombinasyonları olan tonlar algılanır.<sup>139</sup>

### 2.5.4. Işık ve Renk ile İlgili Temel Kavramlar

Floresans (Işıma); soğuk cisimlerde moleküler fotonun yutulmasının daha uzun bir dalga boyunda diğer bir fotonun yayılmasını tetiklemesiyle gerçekleşen ışık verme (ışımaya) olayıdır. Doğal dişlerde, organik madde miktarının daha yüksek olması nedeniyle öncelikle dentinde meydana gelir. Dişlerde bu etki ortamdaki ultraviyole ışığın emilmesi sonrası öncelikle spektrumun mavi ucuna yakın olmak üzere tüm dalga boylarında meydana gelir. Dentin ne kadar çok floresans etki gösterirse renk yoğunluğu o kadar düşük olur. Gözlemciye geri dönen ışık miktarını artırmak, renk değişimlerini engellemek ve renk yoğunluğunu azaltmak için porselenin yapısına floresan tozlar eklenir.<sup>140</sup>

Opalesans; maddenin ışığı emdiğinde veya yansıttığında farklı renkte görünmesi olgusudur.<sup>141</sup> Doğal opaller, ışığı kırılma yoluyla bileşen spektrumuna ayıran sulu disilikatlardır. Opaller prizma gibi davranır ve farklı dalga boylarını değişen derecelerde



kırar. Minenin hidroksiapatit kristalleri de prizma görevi görür. Opaller ve mine, aydınlatıldıklarında kırmızı dalga boyundaki ışığı geçirirken mavi dalga boyundaki ışığı saçarlar. Bu nedenle mine renksiz olmasına rağmen mavimsi görünür.<sup>142-144</sup>

Opalesans öncelikle renksiz ve şeffaf olan minede gözlenir. Dentin rengi, sarı-turuncu bir görünüm yaratan ve opalesans etkileri maskeleyen ışık emilimi ve yansımaları tarafından domine edildiğinden, opalesans dentin yapılarında kolayca fark edilemez. Dişlerdeki opalesans, mine çubuklarının çapı ile ilişkili bir ışık saçılma etkisi olarak ortaya çıkar. Posterior dişlerde bu etki özellikle kasp uçlarında ve marjinal sırtlarda görülürken, anterior dişlerde ise insizal kenarlarda ve proksimal insizal yüzeylerde gözlenir. Minedeki opalesans etki dişi aydınlatarak optik derinlik ve canlılık kazandırır. Opalesans, klinisyenlerin ve seramikçilerin yapay restorasyonlar üretirken taklit etmeye çalıştıkları doğal dişlerin içsel parlaklığından sorumludur.<sup>145</sup>

Opasite; bir materyalin ışık geçişini engelleme özelliği olarak tanımlanır. Bu şekilde opak materyaller arka planında kalan cisim maskeleyebilmektedir. Opak obje, ışığın bir kısmını emerken bir kısmını ise yansıtır. Tamamen opak olan bir obje gelen ışığın tamamını emer ve siyah görünür. Gelen ışığın bir kısmını emip bir kısmını yansıttığında ise yansıyan ışık objenin rengini vermektedir.<sup>146</sup>

Transparan; opasitenin tersi olarak tanımlanır. Cismin içinden ışığın tamamının geçmesi özelliğidir. Transparan cismin arkasındaki nesnelere net bir şekilde görülebilir.<sup>147</sup>

Translüsensi (Yarı saydamlık); ışığın geçişine izin veren, ancak ışığı malzeme üzerinden net görülemeyecek şekilde dağıtan bir madde özelliğidir. Bu nedenle, tam opaklık ve şeffaflık arasındaki durum olarak da tanımlanabilir.<sup>148</sup>

Doğal dişler, şeffaf ve opak arasındaki eğim olarak tanımlanabilecek farklı derecelerde translüsensi (yarı saydamlık) derecesine sahiptir. Genel olarak, kronun yarı saydamlığını artırmak göze geri dönen ışık miktarını azaltacağı için parlaklık değerini düşürür. Yarı saydamlık arttıkça, ışık yüzeyden geçebilir ve porselenin gövdesi içinde dağılır. Minenin yarı saydamlığı ışığın geliş açısına, yüzey dokusuna, parlaklığına, dalga boyuna ve dehidrasyon seviyesine göre değişir.<sup>140</sup>

Metamerizm; iki nesnenin renk algısı farklı olduğunda ortaya çıkar. İki nesnenin bir koşul altında renk olarak eşleşmesi, ancak başka bir koşul altında belirgin farklılıklar

göstermesi olgusudur.<sup>149</sup> Renk üçlüsünün değişkenlerinden biri (nesne, ışık kaynağı veya gözlemci) değişirken diğer ikisinin aynı kalması sonucu oluşur. Nesne metamerizmi ve gözlemci metamerizmi olmak üzere iki türü vardır.

Nesne metamerizmi, iki öge bir aydınlatma koşulunda aynı, ancak ışık kaynağı değiştirildiğinde farklı görüldüğünde ortaya çıkar. Diş hekimliği açısından, akkor ışık altında renk seçimi yapıldığında, seçilen rengin floresan veya renk düzeltmeli ışık altında doğal dişlerle eşleşmemesi olayıdır. Metamerizmi önlemek için, nesnelere aynı spektral yansıtma eğrilerine sahip olmalıdır, çünkü yalnızca aynı spektral enerji dağılım eğrilerine sahip materyaller tüm ışık kaynakları altında eşleşecektir. Renk uyumu, ışık kaynağının ve nesnelere aynı yansıtma spektrumuna sahip olmasını gerektirmez. Bu nedenle, kabul edilebilir bir renk tonu tespiti için, gözlemcinin (teknisyen, klinisyen ve asistan) renk seçimi üç farklı aydınlatma koşulunda (gün ışığı, rengi düzeltilmiş ışık ve loş ışık) yapılması tavsiye edilir.<sup>150</sup>

Gözlemci metamerizmi, ışık kaynağı aynı kaldığında ve gözlemci değiştiğinde, insan görsel uyarımı veya araçsal uyarandan kaynaklanır. Renk algısı, foveadaki konilerin fizyolojik spektral yanıt hassasiyetlerine ve beynin psikolojik yorumlamasına bağlı olduğundan, herhangi bir final restorasyonun simantasyonundan önce üçüncü bir gözlemcinin (asistan, teknisyen, arkadaş veya aile üyesi) seçilen rengi değerlendirmesi önerilir.<sup>138</sup>

### 2.5.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri

Günümüzde birçok renk belirleme sistemi mevcuttur. Ancak dünya çapında tanınırlık, tutarlılık, esneklik ve basitlik gibi çeşitli nedenlerden dolayı genellikle görsel olarak tanımlayıcı Munsell renk sistemi ve daha nicel tanımlama imkânı sunan CIE  $L^*a^*b^*$  ( $\Delta E^*_{ab}$ ) renk sistemi yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu iki sistemden farklı olarak CIE (Commission Internationale de l'éclairage) 2001 yılında, güncellenmiş bir sistem olan CIEDE2000 ( $\Delta E_{00}$ ) sistemini sunmuş ve kullanımını önermiştir.<sup>151</sup>

Renk sistemleri nesnelere renk parametrelerini tanımlamak için kullanılmaktadırlar (Tablo 2.5).<sup>135</sup>

**Tablo 2.1.** Renk sistemleri

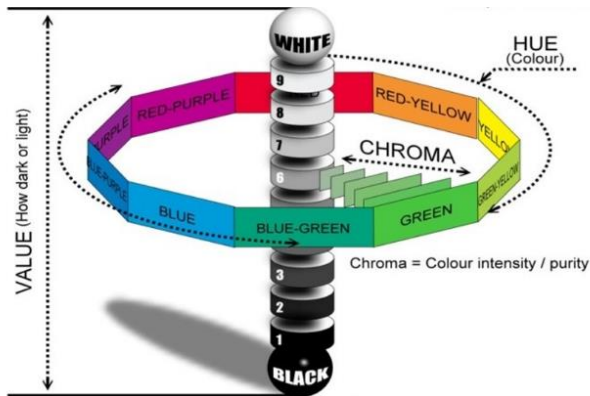
Yıl	Sistem Adı	Kurucu
1905	Munsell Sistemi	Munsell
1916	Ostwald Sistemi	Ostwald
1931	CIE XYZ Sistemi	CIE
1947	OSA-UCS	Amerika Optik Topluluğu (Optical Society of America)
1955	DIN Sistemi	Richter
1962	Coloroid Renk Sistemi	Nemcsics
1968	Natural Renk Sistemi (NCS)	Hard ve Sivik
1976	CIE L*a*b* (CIELAB) Sistemi	CIE
2001	CIEDE2000 Sistemi	CIE

### 2.5.5.1. Munsell Renk Sistemi

Albert Munsell 20. yüzyılın başında rengi üç boyutlu bir olgu olarak tanımlamıştır. Bu üç boyutu, ton (hue), parlaklık (value) ve yoğunluk (chroma) olarak açıklamış ve Munsell renk sistemini geliştirmiştir.<sup>152</sup>

Munsell sistemi içindeki renklerin üç boyutlu organizasyonunu renk çarkı göstermektedir. Munsell renk şeması, düzensiz üç boyutlu şekli nedeniyle küre veya silindire benzetilebilir. Renksiz veya akromatik bir eksen silindirin merkezinden geçer. Bu eksen üzerinde saf beyaz en üstte ve saf siyah en altta yer alır. Eşit görsel adımlarla siyahtan beyaza doğru ilerleyen ve silindirin merkezinde bulunan gri tonlar, bu uçları birbirine bağlar ve parlaklık değerini belirler.

Silindir etrafındaki halka içerisinde beş ana ve beş ara renk bulunmaktadır. Bunlar rengin tonunu ifade etmektedir. Merkezdeki eksenden silindir çevresindeki halkaya doğru uzanan yatay eksen ise rengin yoğunluğunu göstermektedir.<sup>140</sup>

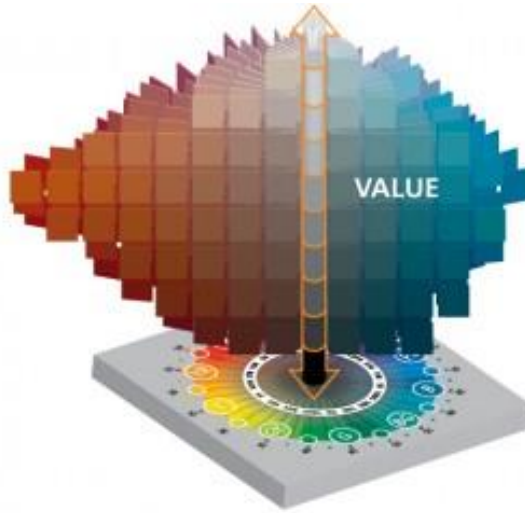


**Şekil 2.5.** Munsell renk sisteminde ton, parlaklık, yoğunluk<sup>140</sup>

Ton (Hue); bir rengi diğerinden ayıran niteliktir. Munsell'in ifadesiyle, "bir renk ailesini diğerinden, örneğin kırmızıyı sarıdan, maviyi mordan ayırdığımız niceliktir". Algılanan rengin tam dalga boyu mevcut olmasa bile, algılanan rengi veren görünür spektrumdaki baskın dalga boyu aralığı olarak belirtilir. Görünür spektral tonların sıralaması mor, mavi, yeşil, sarı, turuncu ve kırmızı şeklindedir.<sup>153</sup>

Genç daimî dişlerde renk tonu ağız boyunca benzer olma eğilimindedir ancak yaşlanmayla birlikte, restoratif materyallerden, yiyeceklerden, içeceklerden, sigaradan ve diğer etkilerden kaynaklanan içsel ve dışsal lekelenmeler nedeniyle renk tonunda sıklıkla farklılıklar meydana gelir.<sup>136</sup> Dental açıdan renk tonu, yaygın olarak kullanılan VITA Classic renk tonu kılavuzunda A, B, C veya D ile temsil edilir.<sup>152</sup>

Parlaklık (Value); rengin açıklığı veya koyuluğu olarak tanımlanır. Değer ölçeği saf siyah için 0'dan, saf beyaz için 10'a kadar değişen gri tonlarından oluşur. Düşük parlaklık değeri koyu renkleri, yüksek parlaklık değeri ise daha açık ve parlak renkleri ifade eder.<sup>138</sup> Beyazlar, siyahlar ve griler akromatiktir ve renk tonları yoktur. Parlaklık renk tonundan bağımsız olarak ölçülebilir ve Munsell renk sisteminde yukarıya doğru artarken aşağıya doğru azalır.<sup>154</sup>



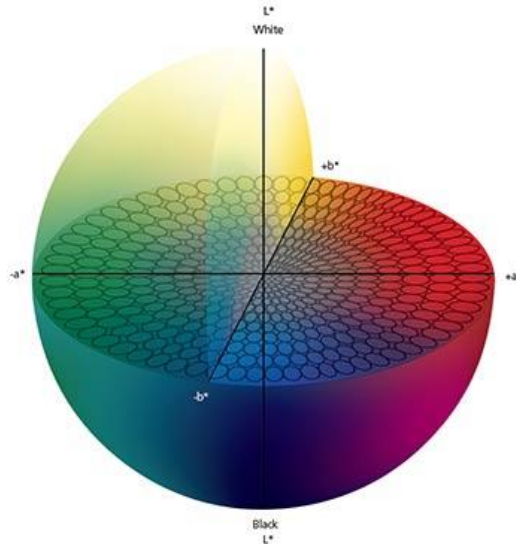
**Şekil 2.6.** Munsell renk sisteminde parlaklık değeri

Yoğunluk (Chroma); tonun gücüdür. Bir bardak suyun içine herhangi bir boya eklenirse ve aynı boya tekrar tekrar eklenirse, yoğunluk artar, ancak renk aynı kalır. Rengin griden ne kadar farklı olduğunun bir ölçüsü olarak düşünülebilir.<sup>155</sup> Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır, yoğunluk arttıkça parlaklık azalır. Yoğunluk, VITA Classic renk tonu kılavuzunda sayılarla gösterilir ve yüksek sayılar artan yoğunluğu temsil eder.<sup>140</sup>

### 2.5.5.2. CIE Renk Sistemleri (Commission International de l'Éclairage)

1931 yılında, Commission International de l'Éclairage (CIE) üç bileşenli renkli görme teorisine dayanarak X, Y ve Z tristimulus değerleri kavramını tanımlamıştır.<sup>156</sup> Bu teori, gözün üç ana renk olan kırmızı, yeşil ve mavi için reseptörlere sahip olduğunu belirtir. Diğer tüm renkler bu ana renklerin bir karışımı olarak görülür.<sup>157</sup> XYZ tristimulus değerleri ve ilgili Yxy renk uzayı, mevcut CIE renk uzaylarının temelini oluşturur. XYZ tristimulus değerleri bu standart gözlemci renk eşleştirme fonksiyonları kullanılarak hesaplanır.<sup>156</sup>

$L^*a^*b^*$  renk uzayı (CIEL\*a\*b\*), nesne rengini ölçmek için en popüler renk sistemlerinden biridir ve neredeyse renkle ilgili çalışmaların yapıldığı tüm alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Orijinal Yxy uzayının en önemli sorunlarından biri olan x, y renklilik diyagramındaki eşit mesafelerin algılanan renk farklılıklarına eşit karşılık gelmemesi sorununu azaltmak için 1976 yılında CIE tarafından tanımlanan tek tip renk uzaylarından biridir. Bu uzayda  $L^*$  açıklığı,  $a^*$  kırmızı-yeşil renk koordinatlarını ( $+a^*$  kırmızı yönü,  $-a^*$  yeşil yönü) ve  $b^*$  sarı-mavi renk koordinatlarını ( $+b^*$  sarı yönü ve  $-b^*$  mavi yönü) göstermektedir. Renk uzayının merkezi akromatiktir;  $a^*$  ve  $b^*$  değerleri arttıkça ve nokta merkezden uzaklaştıkça rengin yoğunluğu artar.<sup>156</sup>



Şekil 2.7. CIEL\*a\*b\* renk uzayı

Bir başka renk uzayı paradigması olan  $L^*C^*h$  renk uzayı,  $L^*a^*b^*$  renk uzayı ile aynı diyagramı kullanırken, dikdörtgen koordinatlar yerine silindirik koordinatlar bulunur. Bu renk uzayında  $L^*$  parlaklığı gösterir ve  $L^*a^*b^*$  renk uzayındaki  $L^*$  ile

aynıdır, C\* yoğunluk, h ise ton açısıdır. C\* değeri merkezde 0'dır ve merkezden uzaklaştıkça artar. Ton açısı h, +a\* ekseninden başlayacak şekilde tanımlanır ve derece cinsinden ifade edilir: 0 +a\* (kırmızı), 90 +b\* (sarı), 180 -a\* (yeşil) ve 270 -b\* (mavi).

Hunter Lab renk uzayı, R. S. Hunter tarafından CIE 1931 Yxy renk uzayından görsel olarak daha düzgün bir renk uzayı olarak geliştirilmiştir. CIEL\*a\*b\* uzayına benzer şekilde, ABD'de boya endüstrisi de dahil olmak üzere çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Rengin kullanıldığı her alanda küçük renk farklılıkları bile çok önemlidir. L\*a\*b\* renk uzayında, renk farkı tek sayısal değer olarak ifade edilebilir,  $\Delta E^*_{ab}$ , renk farkının boyutunu gösterir ancak renklerin ne şekilde farklı olduğunu göstermez.<sup>154</sup>

$\Delta E^*_{ab}=[(\Delta L^*)^2+(\Delta a^*)^2+(\Delta b^*)^2]^{1/2}$  formülü kullanılarak hesaplanır. Bu formüldeki  $\Delta L^*$ ,  $\Delta a^*$  ve  $\Delta b^*$  değerleri iki örneğin CIEL\*a\*b\* renk parametreleri arasındaki farklarını verir.  $\Delta E^*_{ab}$  değerinin sıfır olması iki rengin aynı olduğu, sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir. O'Brien renk değişiminin 3,5  $\Delta E^*_{ab}$  birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir (Tablo 2.2).<sup>158</sup>

**Tablo 2.2.** O'Brien' in renk farkları ( $\Delta E^*_{ab}$ ) klinik renk eşleşmesi

$\Delta E^*_{ab}$	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0,5	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Uyumsuz

CIEL\*a\*b\* sisteminin eksikliklerini gidermek amacıyla geliştirilmiş olan CIEDE2000 yeni CIE renk farkı denklemi olarak resmen 2001 yılında kabul edilmiştir.<sup>159</sup> CIEDE2000 renk farkı ( $\Delta E_{00}$ ) formülü aşağıdaki gibidir:

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)}$$

$\Delta L^*$  parlaklık,  $\Delta C^*$  yoğunluk,  $\Delta H^*$  tondaki farklılığı simgeler.  $S_L^*$ ,  $S_C^*$ ,  $S_H^*$  sırasıyla parlaklık, yoğunluk ve ton bileşenleri için ağırlıklandırma fonksiyonlarıdır. Bu fonksiyonlar için hesaplanan değerler, CIEL\*a\*b\* renk uzayında ele alınan örnek çiftinin

konumlarına göre değişmektedir.  $R_T$ , mavi alanda yoğunluk ve ton farklılıklarının etkileşimi ile hesaplanan dönüşüm faktörüdür.  $k_L^*$ ,  $k_C^*$ ,  $k_H^*$  değerleri dokular, arka planlar gibi farklı görüntüleme parametrelerine göre ayarlanan parametrelerdir ve deneysel koşulları ifade ederler.<sup>160</sup>

Paravina ve ark.<sup>161</sup> yaptıkları çalışmada CIEDE2000 renk farklılığı formülünde algılanabilirlik sınırını  $\Delta E_{00} \leq 0,8$ , kabul edilebilirlik sınırını  $\Delta E_{00} > 1,8$  olarak belirtilmişlerdir.

### **2.5.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri**

Diş hekimliğinde renk eşleştirmesi temel olarak renk skalalarının kullanıldığı görsel yöntem ve enstrümantal yöntem olmak üzere iki metot ile yapılmaktadır.

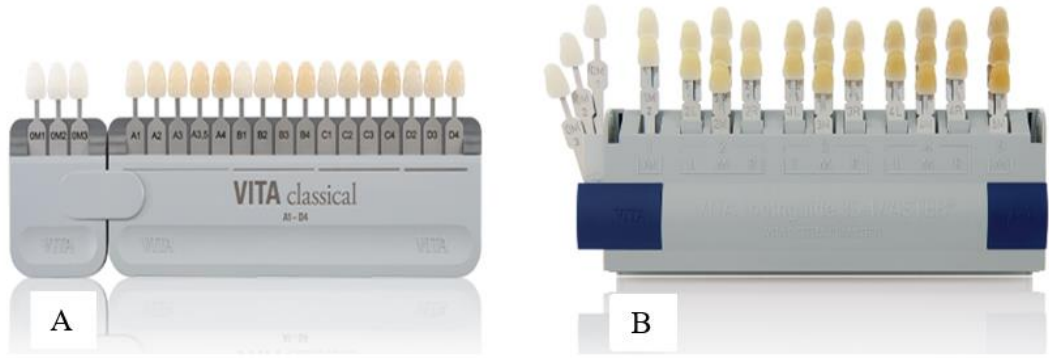
#### **2.5.6.1. Görsel Ölçüm Yöntemi**

Görsel renk skalaları ekonomik olmaları, kolay temin edilmeleri ve standartlaşmış referans olmaları nedeniyle renk seçiminde en çok kullanılan yöntemlerdir.<sup>162</sup> Renk seçiminin skalalar ile gerçekleştirilmesi tamamen insan gözünün yorumlama yeteneğine bağlı olduğu için subjektif bir yöntemdir. Bu durum renk seçimini zorlaştırıp tutarsız sonuçlar elde edilmesine sebep olabilmektedir. Ayrıca görsel renk seçimi operatörün deneyimi, yaşı, göz yorgunluğu, ruh hali, duygusal değişimleri ve renk körlüğü gibi subjektif değişkenlerden ve ışık koşulları, ışık kaynağının türü ve yoğunluğu, geliş açısı, diş dokusu (kontur), duvar rengi, hasta ve personel tarafından giyilen kıyafetlerin rengi gibi fiziksel değişkenlerden de etkilenebilmektedir.<sup>163,164</sup>

VITA classical (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), VITA classical-three-dimensional (3D) master (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Portrait IPN shade guide (Dentsply Trubyte, York, Pa., ABD), Vintage shade guide (Shofu Inc, Kyoto, Japonya), ve IPS e. max shade determination (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) gibi birçok renk skalası mevcuttur.<sup>165</sup> Bunlar arasında en yaygın kullanılanları VITA classical ve VITA 3D master renk skalalarıdır.

VITA classical ve VITA 3D master arasındaki önemli fark, VITA classical'ın rengin tonunu temel alması ve VITA 3D master'ın rengin parlaklık değerini belirlemesidir.<sup>158,166</sup>

VITA classical renk skalası, tona göre A, B, C ve D olmak üzere dört gruba ayrılmış 16 renk seçeneğinden oluşmaktadır. A kırmızımsı-kahverengimsi, B kırmızımsı-sarımsı, C grimsi iken, D grubunda kırmızımsı-gri ton örnekleri bulunmaktadır. Yoğunluk ve parlaklık sayılarla kategorize edilir. 1 en az yoğunluğu ve en yüksek parlaklığı belirtirken 4 en yüksek yoğunluk ve en düşük parlaklığı belirtir. VITA 3D master renk skalası, parlaklık değerlerine göre 5 gruba ayrılmış 26 renk seçeneğinden oluşmaktadır. Grupların içinde, yoğunluk değerine göre dikey ve tona göre yatay olmak üzere sıralanmış alt gruplar mevcuttur.<sup>134</sup>



Şekil 2.8. A. VITA classical renk skalası, B. VITA 3D master renk skalası.

### 2.5.6.2. Enstrümantal Ölçüm Yöntemleri

Bu cihazlar, diş renginin belirlenmesinde klinisyenlere ve teknisyenlere yardımcı olmak üzere tasarlanmıştır. Klinik kullanım için tasarlanan en eski renk ölçüm cihazı filtre kolorimetreleridir. 1980'li yılların başında piyasaya sürülen Chromascan'ın kullanımı, ölçüm doğruluğunun ve tasarımının yetersiz olması nedeniyle sınırlı kalmıştır. Renk ölçüm cihazları genellikle dedektör, sinyal ve sinyal düzenleyici ile elde edilen verileri dental klinikte veya laboratuvarında kullanılabilir hale getirecek şekilde işleyen yazılımlardan oluşur.<sup>155</sup>

#### 2.5.6.2.1. Kolorimetreler

Kolorimetreler, insan gözüyle aynı hassasiyete veya renk eşleştirme fonksiyonlarına ( $x(\lambda)$ ,  $y(\lambda)$  ve  $z(\lambda)$ ) göre filtrelenmiş üç sensör kullanarak bir nesneden yansıyan ışığı ölçen cihazlardır.<sup>154</sup>

Kolorimetreler, nispeten düşük fiyat, kompakt boyut, üstün hareket kabiliyeti ve kullanım kolaylığı gibi özelliklere sahiptir. Kolorimetre ile çok küçük renk farklılıkları



bile sayısal olarak ifade edilebilir ve kolayca anlaşılabilir. Bununla birlikte, filtreleri zamanla eskir ve nesne metamerizmi gibi karmaşık renk analizleri için uygun değildir. Kolorimetre ile nesnelerin rengi ölçüldüğünde sadece çeşitli renk uzaylarında sayısal renk verileri elde edildiği için hassasiyetleri spektrofotometrelere göre düşüktür.<sup>154</sup>

#### **2.5.6.2.2. Spektrofotometreler**

Spektrofotometreler, görsel ışık spektrumu (380-780 nm) boyunca 1-25 nm aralıklarla nesnenin yüzeyinden yansıyan ışık enerjisi miktarını ölçen cihazlardır.<sup>167</sup> Nesne tarafından yansıtılan veya iletilen görünür radyan enerji miktarını, tüm görünür spektrumda bulunan her parlaklık, yoğunluk ve ton değeri için bir seferde bir dalga boyu ölçer ve kaydederler.<sup>168</sup> Klinik spektrometreler aydınlatıcı kaynak, ışığı dağıtmak için mekanizma, yansıyan ışık aksını ölçmek ve veriye dönüştüren sistemleri içerirler.<sup>169</sup>

Yansıtma spektrofotometresi cihazlarında kullanılan 0°de aydınlatma ve 45°de gözlem (0/45) veya 45°de aydınlatma ve 0°de gözlem (45/0) şeklinde iki temel optik ışık ayarı vardır. Ağız boşluğuna sınırlı erişim nedeniyle, klinik kullanım için yalnızca 45/0 seçeneği uygundur.<sup>138</sup> Elde edilen renk ölçümleri çeşitli dental renk skalalarına eşleştirilebilir ve ilgili renk sekmesinin eşdeğerine dönüştürülebilir.<sup>170</sup>

Birçok farklı markanın spektrofotometresi mevcut olmakla beraber yüksek kaliteli ve güvenilir birkaç klinik spektrofotometre mevcuttur. Bunlardan biri bu tez çalışmasında da kullanılan VITA EasyShade (Vident, Brea, California, ABD)'dir.

#### **2.5.6.2.3. Dijital Kameralar**

Dijital kameralar, kimyasal reaksiyon yaratmak için ışığı filme odaklamak yerine, milyonlarca mikroskobik boyutta ışığa duyarlı element içeren yüklü birleşik cihazlar kullanarak görüntü yakalar.<sup>155</sup> Dijital kameraların renkli görüntü elde etme yöntemi, kırmızı, yeşil ve mavi verilerin kullandığı RGB (Red, Green, Blue) renk modeline dayanmaktadır.<sup>154</sup> Bu eklemeli renk modelinde kırmızı, yeşil ve mavi ışık, geniş bir renk düzenlemesi oluşturmak için bir araya getirilir. Dijital kameralar, elektronik ton seçimine basit bir yaklaşım sağlar ve bir dereceye kadar operatöre bağımlıdır,<sup>169</sup> bununla birlikte diş hekimliği pratiğinde, kabul edilebilir maliyetleri, kullanım ve teminlerinin kolaylığı nedeniyle klinisyenler için çok cazip araçlardır.<sup>171</sup>

Renk analizi için muhtemelen doğruluğu en az olan yöntem RGB veya dijital kamera kullanımıdır. Bu cihazlar renk ve yoğunluğu eşleştirmek için yakalanan dijital görüntüyü analiz eder. Dolayısıyla, yazılım yorumlaması büyük ölçüde çekilen görüntünün kalitesine bağlıdır ve bu da analizin zayıf yanısıdır. Bununla birlikte, teorik olarak, ayrıntılı sensörlerle kombine yüksek kalite cam optikler kullanıldığında, analiz kabul edilebilir doğrulukta olabilmektedir.<sup>172</sup>

## 2.6. Parlaklık

Parlaklık, tamamen geçirgen olmayan yüzeyin, ışığı speküler (aynamsı) doğrultuda ne kadar iyi yansıttığını belirten optik özellik olarak tanımlanır. Parlaklık ölçümü “Glosmetre” adı verilen dijital aletler ile gerçekleştirilir. Çalışma prensipleri nesneden yansıyan ışığın yoğunluğunu ölçmek ve bunu referans değerlerle kıyaslamaktır.<sup>130</sup> Parlaklık birimi Gloss Unit (GU) olarak belirtilir. Nesneden yansıyan ışık demeti birbirine ne kadar yakın olursa GU değeri o kadar artar ve nesnenin pürüzsüz bir yüzeye sahip olduğunu gösterir. Ancak nesnenin yüzeyi pürüzlü ise ışık demeti saçılacağı için GU değeri azalır. Bir yüzeyin parlaklığı, ayna yüzeyine yaklaşma derecesi olarak tanımlanabilir. Mükemmel ayna yüzeyi maksimum parlaklığa sahiptir.<sup>127</sup>

Parlaklık, nesneden yansıyan ışığın geometrik dağılımı ile oluşur ve restorasyonların estetik görünümünü etkileyen bir olgudur.<sup>173</sup> Restorasyon ve komşu diş arasında renk eşleşmesi olsa bile parlaklık farklılıkları gözlenebilir. Bunun nedenleri arasında materyalin partikül boyutu ve dağılımı, kırılma indeksi ve rezin matrisin viskozitesi, yüzey pürüzlülüğü gibi çeşitli faktörler olabilir.<sup>174</sup> Ayrıca yapılan parlatma işlemi kullanılan aşındırıcı bileşenlerin sertliği, şekli, tanecik boyutu, gömülü olduğu matrisin esnekliği ve parlatma süresinden de etkilenir.<sup>128</sup>

Parlaklığın glosmetre ile değerlendirilmesi, kullanım kolaylığı, veri toplama hızı ve düşük maliyetleri göz önüne alındığında, dental materyallerin parlatılabilirliğini değerlendirmek için uygun ve yeterli bir yöntemdir.<sup>130</sup>

## 2.7. Sertlik

Restoratif materyallerin sertlik değeri ölçümünde yaygın olarak kullanılan testler Brinell, Knoop, Vickers ve Rockwell'dir. Her test birbirinden farklı avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Genel olarak sertlik ölçümlerinde, materyalin yüzeyine

uygulanan standart kuvvet veya ağırlık altında, simetrik şekilli ucun penetrasyonu ile girinti oluşturması yöntemi kullanılır. Oluşan simetrik şekilli izin derinliği, alanı veya genişliği mikroskop altında ölçülür. Çeşitli sertlik testlerinde ucun yapısı, geometrisi ve yüzeye uyguladığı kuvvet farklıdır. Çelik, tungsten karbit veya elmas materyallerinden olabilen bu uçlar küre, konik, piramit veya çubuk şekillerindedir. Uygulanacak sertlik testi seçimi materyalin kullanılacağı alana, materyalden beklenen sertlik değerine göre değişir.<sup>175</sup>

## **2.8. Dinamik Mekanik Analiz (DMA)**

DMA, viskoelastik materyal davranışının araştırılmasını sağlayan tekniktir. Materyalin elastik veya kırılabilirlik özelliklerini sıcaklık, zaman, frekans, stres veya atmosferin fonksiyonu olarak karakterize etmek için kullanılır.<sup>176</sup>

Nano-indentasyon yoluyla ölçülen DMA'da teknik, örneğe sinüzoidal (salınımlı) fonksiyona benzer, zamana ve frekansa bağlı olan mekanik bir kuvvet uygulanarak örneğin tepkisinin ölçülmesine dayanmaktadır.<sup>177</sup> DMA sonuçları faz içi (depolama modülü E') ve faz dışı (kayıp modülü E'') bileşenler olarak ifade edilir. Depolama modülü (E') örneğin elastik davranışını karakterize eder ve kaybın depolama modülüne oranı ( $\tan \delta = E''/E'$ ) materyalin enerji dağılımının (sönümlenme) yorumlanmasını sağlar. Sonuçların 2-3 ölçümle yorumlanmasına olanak sağlaması, yüksek tekrarlanabilirliğe sahip olması ve küçük boyutlarda materyalle hassas ölçüm gerçekleştirilebilmesi tekniğin avantajıdır. Uzun vadeli elastik ve plastik stabilite, enerjinin dağıtılması ve materyal bütünlüğünün korunması için önemlidir.<sup>176</sup>

Doğal dişlerde periodontal ligament ve pulpa, mekanik stresin kemik yapılar üzerindeki etkilerini azaltan sönümlenme işlevini üstlenir.<sup>178</sup> Restoratif materyalin gelen kuvvetleri diş ve restorasyon arasındaki bağlantıya iletmemesi ve oluşacak stresleri emmesi gerektiğinden sönümlenme kapasitesi çok önemlidir.

## **2.9. Hipotez**

Çalışma kapsamında “bir indirekt kompozit ve altı farklı içeriğe sahip CAD-CAM restoratif materyalin dört farklı gıda benzeri solüsyon içerisinde bekletilmesinin materyallerin optik, yüzey, mekanik ve viskoelastik özelliklerini etkilemeyecektir” şeklinde kurulmuş olan başlangıç hipotezinin doğruluğu değerlendirilmiştir.

### **3. GEREÇ ve YÖNTEMLER**

#### **3.1. Etik Kurul Onayı**

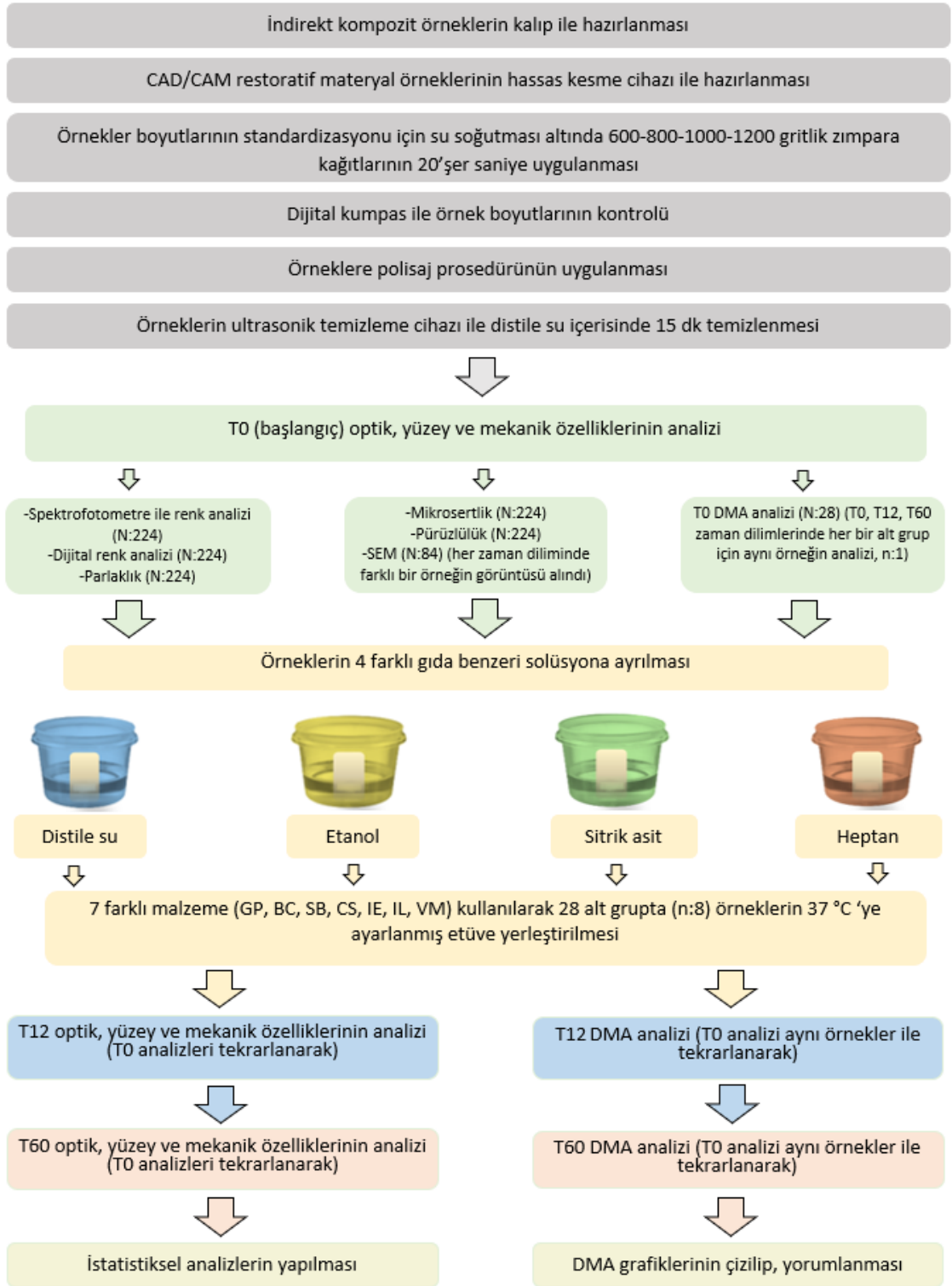
Çalışmanın yürütülebilmesi için Pamukkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 16.08.2022 tarih ve 12 sayılı karar ile etik kurul onayı alınmıştır (Ek-1).

Çalışmanın örneklerinin hazırlanması Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında, deneysel kısmı ve optik analizleri Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda, sertlik ve yüzey pürüzlülüğü analizleri Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Bölümü Mekanik Anabilim Dalı Tahribatlı Malzeme Muayene Laboratuvarı'nda, SEM ve DMA incelemeleri Pamukkale Üniversitesi İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.

#### **3.2. Örnek Sayısının Belirlenmesi**

Çalışma için gerekli olan örnek sayısını belirlemede, referans çalışmalar<sup>14, 176</sup> esas alınarak yapılan istatistiksel güç analizi (SSPS, Version 25, IBM, Armonk, New York, ABD) sonucunda, dört farklı gıda benzeri solüsyon içerisinde bekletilen bir indirekt kompozit ve altı farklı içeriğe sahip CAD/CAM restoratif materyale ait 28 grup arasında elde edilebilecek olan farklılığın 0,4 etki büyüklüğü, %90 güç ve 0,05 hata payı ile hesaplanarak her grupta en az 8 örnekten toplam 224 adet örnek bulunması gerektiği belirlenmiştir. İlaveten, çalışmanın başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) SEM incelemelerinde 28 grupta toplam 84 örnek ve DMA için de tüm deney süresince her gruba birer örnek olacak şekilde 28 örnek hazırlanması planlanmıştır.

Çalışmanın akış şeması Şekil 3.1'de sunulmuştur.



Şekil 3.1. Çalışmanın akış şeması

Çalışmada kullanılan materyallerin üretici firma adları, lot numaraları ve kompozisyonları Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal tipi	Marka ve Renk Kodu	Grup Kodu	Üretici firma	Lot No.	Monomer	Doldurucu	
						İçerik	wt. %
Lityum disilikat cam-seramik	Initial LiSi Block (A1-HT)	IL	GC Corp., Tokyo, Japonya	2203151	0	SiO <sub>2</sub> , P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , K <sub>2</sub> O, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , TiO <sub>2</sub> , CeO <sub>2</sub>	99,9
Feldspatik seramik	VITABLOCS Mark II (1M1C)	VM	VITA Zahnfabri, Bad Säckingen, Almanya	94600	0	SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , Na <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O	99,8
Lösitle güçlendirilmiş cam seramik	IPS Empress CAD (HT-A1)	IE	Vivadent Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn	Z021KD	0	SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , K <sub>2</sub> O, Na <sub>2</sub> O	≥90,2
Rezin nano seramik	Cerasmart 270 (A1-HT)	CS	GC Corp., Tokyo, Japonya	2204051	Bis-MEPP UDMA DMA*	SiO <sub>2</sub> , barium glass	70
Rezin matris zirkonya-silika seramik	Shofu Block HC (A1-HT)	SB	Shofu, Kyoto, Japonya	0820782	UDMA TEGDMA	SiO <sub>2</sub> , silicat, zirconium	61
Rezin kompozit	Brilliant Crios (A1-HT)	BC	Coltene/Whaledent, Langenau, Almanya	L77653	Bis-GMA Bis-EMA TEGDMA	SiO <sub>2</sub> -glass barium glass, silica	70,7
İndirekt rezin kompozit	Gradia Plus (HB-EL)	GP	GC Corp., Tokyo, Japonya	211102C	Bis-GMA TEGDMA UDMA	SiO <sub>2</sub> , lantanoid F, silicate	71

Kısaltmalar: Bis-GMA; bisfenol A glikol dimetakrilat, Bis-EMA; etoksillenmiş bisfenol A dimetakrilat, TEGDMA; Trietilen glikol dimetakrilat, UDMA; Üretan dimetakrilat; DMA\*; dimetakrilat, SiO<sub>2</sub>; silikon oksit (silika), ZrO<sub>2</sub>; zirkonyum oksit, BaO-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-SiO<sub>2</sub>- cam; baryum alüminosilikat cam, HT; yüksek translüsensi, LT; düşük translüsensi, wt %; ağırlıkça yüzdesi.

Çalışmada kullanılan gıda benzeri solüsyonlar ve üretici firma adları Tablo 3.2’de gösterilmiştir.

**Tablo 3.2.** Çalışmada kullanılan gıda benzeri solüsyonlar

Solüsyon	Kod	Üretici Firma	Lot No.
Distile su	D	-	-
Sitrik asit	S	Norateks, İstanbul, Türkiye	S117040042008
Etanol	E	Sigma Aldrich, ABD	SZBD0920V
Heptan	H	ISOLAB, Eschau, Almanya	LR0713305ANQ

Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firma adları ise Tablo 3.3'te belirtilmiştir

**Tablo 3.3.** Çalışmada kullanılan cihazlar

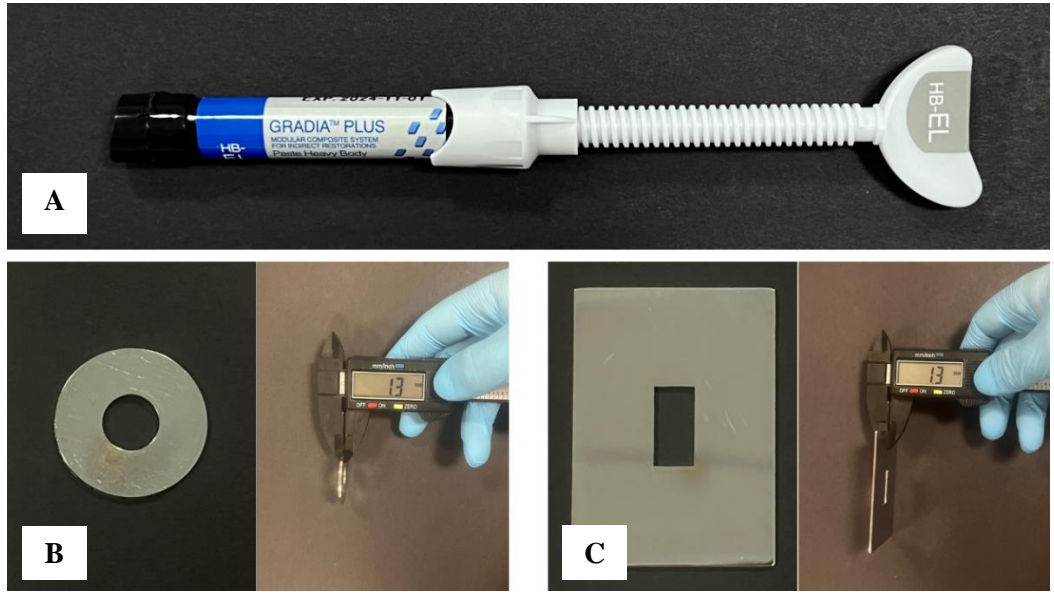
Cihaz	Marka	Üretici firma
Kesme Cihazı	Struers Minitom	Struers, Copenhagen, Danimarka
Kesme Bıçağı	DIMOS 19-126	Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye
CAD/CAM kazıma cihazı	inLab MC X5	Dentsply Sirona, York, ABD
Işık cihazı	Bluephase PowerCure	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Polimerizasyon Cihazı	Labolight DUO	GC, Tokyo, Japonya
Aşındırma Cihazı	Mecapol P230	Presi Tavernoles 38, Briet Angonnes, Fransa
Polisaj seti	Optragloss Assortment Polisaj Seti	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Ultrasonik temizleme cihazı	Heatable Ultrasonic Cleaner JP-4820	Skymen, Guangdong, Çin
Distile Su Cihazı	YS-Z500	YESON, Hejiang, Çin
Renk Ölçüm Cihazı	VITA Easyshade V	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Dijital fotoğraf makinesi	Canon EOS 850D	Canon Inc., Tokyo, Japonya
Mobil telefon	Apple iPhone 13	(Cupertino, California, ABD)
Mikrosertlik ölçüm cihazı	Metkon MH-3	Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye
Pürüzlülük ölçüm cihazı	Perthometer M2	Mahr, Göttingen, Almanya
Parlaklık ölçüm cihazı	Novo-Curve Glossmetre	Rhopoint, Bexhill-on-Sea, İngiltere
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	Supra40VP	Zeiss, Oberkochen, Almanya
Altın-paladyum püskürtmeli kaplama cihazı	Q150R ES	Quorum Technologies, Ashford, İngiltere
Dinamik Mekanik Analizör Cihazı	DMA 242 E Artemis Analyzer	Netzsch-Gerätebau GmbH, Selb, Almanya

### 3.3. Örneklerin Hazırlanması

#### 3.3.1. İndirekt Kompozit Örneklerin Hazırlanması

İndirekt kompozit GC Gradia Plus HB-EL (GP) materyalinden, 15 mm çap ve 1,3 mm kalınlığında paslanmaz çelik kalıp kullanılarak her bir grup için istenen kalınlıktan 0,1 mm daha kalın olmak üzere 8'er örnek hazırlandı. Aynı kalıp kullanılarak SEM görüntülemesinde kullanılmak üzere ilaveten her bir grup için 3'er örnek hazırlandı (Şekil

3.2). DMA analizinde kullanılmak üzere  $10 \times 16 \times 1,2 \text{ mm}^3 \pm 0,1 \text{ mm}$  boyutlarında dört solüsyon için 1'er örnek özel paslanmaz çelik kalıpla hazırlandı. İndirekt kompozit rezin materyalinin polimerizasyonu için Bluephase PowerCure (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ışık cihazı kullanıldı (Şekil 3.3). Örnekler alt ve üst kısımlarından 20'şer saniye olmak üzere toplamda 40 saniye polimerize edildi. Ardından 5 dakika boyunca üretici firmanın önerdiği polimerizasyon cihazında (Labolight DUO, GC, Tokyo, Japonya) ekstra polimerizasyona tabi tutuldu (Şekil 3.4).



Şekil 3.2. A. GC Gradia Plus, B. Çalışma ve SEM görüntülemesi örneklerinin hazırlandığı paslanmaz çelik kalıp, C. DMA analizi örneklerinin hazırlandığı paslanmaz çelik kalıp



Şekil 3.3. Bluephase PowerCure ışık cihazı





Şekil 3.4. Labolight DUO polimerizasyon cihazı

### 3.3.2. CAD/CAM Restoratif Bloklardan Örneklerin Hazırlanması

Brilliant Crios Coltene A1-HT (BC), Shofu Block HC A1-HT (SB), GC Cerasmart 270 A1-HT (CS), IPS Empress CAD HT-A1 (IE), VITA Mark II 1M1C (VM) ve GC Initial LiSi Block A1-HT (IL) bloklardan (Şekil 3.5) Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında bulunan hassas kesim cihazı (Struers Minitom, Struers, Copenhagen, Danimarka) (Şekil 3.6) ile her bir grup için su soğutması altında 8'er, SEM görüntülemesinde kullanılmak üzere 3'er örnek hazırlandı.



Şekil 3.5. Brilliant Crios Coltene, Shofu Blok HC, GC Cerasmart 270, IPS Empress CAD, VITA Mark II ve GC Initial LiSi Bloklar



Şekil 3.6. A. Struers Minitom hassas kesim cihazı B. Su soğutması altında kesilen CAD/CAM blok

DMA analizi için her bloktan dört solüsyon için CAD/CAM kazıma cihazı (inLab MC X5, Dentsply Sirona, York, ABD) kullanılarak ilave 1'er örnek hazırlandı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. DMA analizi için örneklerin kazınması

### 3.4. Örnek Yüzeylerinin ve Kalınlıklarının Polisaj İşlemi Öncesi Standardizasyonu

Tüm örnekler elde edilmek istenenden 0,1 mm daha kalın hazırlandı. Bu kalınlık yüzey standardizasyonu esnasında aşındırılacak kalınlık olarak planlandı. Örnekler 600-800-1000-1200 grit'lik zımparalarla planlanan kalınlığı aşındırmak için Mecapol P230 zımparalama cihazında (Presi Tavernoles 38, Briet Angonnes, Fransa) (Şekil 3.8) 300 rpm hızında 20'şer saniye su soğutması altında aşındırıldı. Yüzey standardizasyonu

tamamlandıktan sonra 1,2 mm kalınlığında 32 adet indirekt kompozit ve 192 adet CAD/CAM restoratif materyali olmak üzere toplam 224 örnek elde edildi.



Şekil 3.8. Mecapol P230 zımparalama cihazı

### 3.5. Örneklere Polisaj İşleminin Uygulanması

Çalışmada ölçümler öncesi örnek yüzeylerinde standardizasyonun sağlanması amacıyla bir indirekt kompozit ve altı farklı CAD/CAM restoratif materyali için üniversal polisaj seti olan OptraGloss (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) polisaj seti kullanıldı (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. OptraGloss polisaj seti

OptraGloss, dental seramik restorasyonların iki adımda, indirekt ve direkt kompozit resin restorasyonların ise tek adımda yüksek parlaklıkta polisajında hem ağız içi hem de ağız dışı kullanılabilen polisaj setidir. Set, seramik restorasyonlar için alev, koni ve lens biçimlerinde koyu mavi renk elmas içerikli ön polisaj lastikleri, seramik ve

kompozit rezin restorasyonlar için ise elmas içerikli alev, koni, lens ve spiral disk şekillerinde açık mavi yüksek parlaklık sağlayan polisaj lastiklerinden oluşmaktadır.

Ön polisaj lastikleri ve yüksek parlaklık sağlayan polisaj lastikleri poliüretan, bağlayıcı katkı maddeleri ve elmas granüllerinden oluşur, spiral disk ek olarak pamuk lifleri içerir.

Çalışmada örneklerin tamamına polisaj işlemi mikromotor (Kavo 181 DBN; KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) ve anguldurva (Kavo 2068 FGBN; KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) kullanılarak üretici firmanın önerileri doğrultusunda, EN ISO 6872/A1 standardına uygun olarak düşük basınç altında 10.000 rpm hızında 60'şar saniye olarak uygulandı.

Uygulanan polisaj işlemi sonunda örneklerin kalınlıkları dijital kumpas (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japonya) kullanılarak 4 ayrı noktadan ölçüm yapılarak tekrar kontrol edildi (Şekil 3.10).



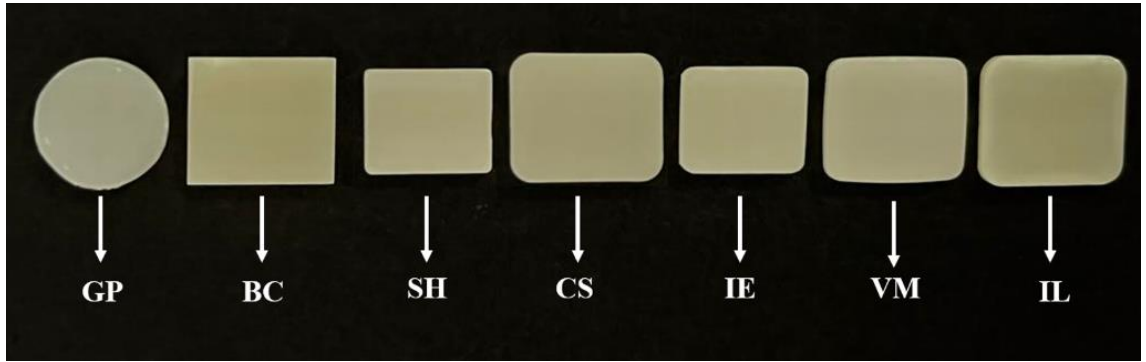
Şekil 3.10. Dijital kumpas ile kalınlık ölçümü

### 3.6. Örneklerin Yüzeylerinin Temizlenmesi

Polisaj işlemleri tamamlandıktan sonra tüm örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Heatable Ultrasonic Cleaner JP-4820, Skymen, Guangdong, Çin) 15 dakika boyunca distile su ile temizlenerek oluşan debrisler uzaklaştırıldı (Şekil 3.11 ve Şekil 3.12).



Şekil 3.11. Ultrasonik temizleme cihazında örneklerin temizlenmesi



Şekil 3.12. Yüzey işlemleri tamamlanmış gruplara ait örnekler

### 3.7. Örneklerin Gıda Benzeri Solüsyonlara Yerleştirilmesi

Yüzey işlemleri tamamlanan her materyal grubuna ait örnekler, Şekil 3.1’de gösterilen parametreler doğrultusunda rastgele distile su (D), 0,02 N sitrik asit (S), %50 etanol-su (E) ve heptan (H) çözeltisi olmak üzere cam kültür plakaları içerisinde 4 farklı gıda benzeri solüsyona yerleştirilerek toplamda 28 alt grup oluşturuldu (n:8).

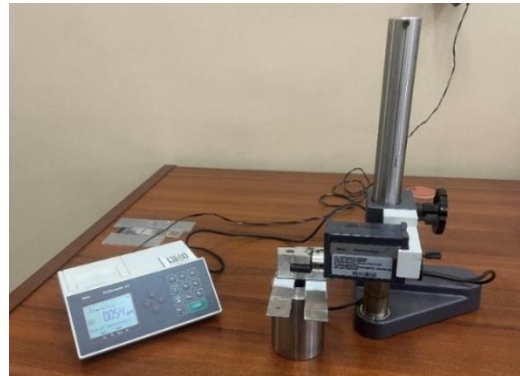
Örnekler başlangıç optik, fiziksel, mekanik ölçümleri ve DMA analizinden hemen sonra ağız içi ısıyı taklit etmek amacıyla 37 °C’ta 60 gün süreyle çalışmaya özel hazırlanmış etüvde bekletildi (Şekil 3.13). Çalışma süresince eksilen solüsyon miktarı her gün ilave edildi ve haftalık olarak solüsyonların tamamı yenilendi.



Şekil 3.13. Etüv içerisine yerleştirilmiş örnekler

### 3.8. Yüzey Pürüzlülük Ölçümü

Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliği Bölümü Mekanik Anabilim Dalı Tahribatlı Malzeme Muayene Laboratuvarı'nda örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin ölçümü gerçekleştirildi. Pürüzlülük ölçümleri öncesinde distile su ile yıkayıp hava-su spreyi ile hafif basınç altında kuruttuktan sonra temaslı profilometre cihazı (Mahr Perthometer M2, Mahr, Göttingen, Almanya) ile ölçümler gerçekleştirildi (Şekil 3.14). Cihazda 100  $\mu\text{m}$ 'luk ölçüm erişimine sahip, EN ISO 3274 standardına uygun olarak 2  $\mu\text{m}$  kalınlıkta ve 60° transvers açılı NHT-6 tarayıcı iğne kullanıldı.



Şekil 3.14. Profilometre cihazı

Çalışmada ölçüm uzunluğu 5,6 mm, cut off aralığı 0,8 mm olarak belirlendi. Özel bir kalibrasyon bloğu ile her 5 ölçümde bir cihazın kalibrasyonu yapıldı. Cihazın elmas ucu örnek yüzeyinin merkezi boyunca hareket ettirilerek 4 farklı alandan paralel ölçümler yapıldı. Ardından 4 değerın ortalaması hesaplanarak ortalama Ra değerleri elde edildi.

Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri gıda benzeri solüsyonlara atılmadan hemen önce, solüsyon içerisinde bekletmenin 12. ve 60. günlerinde gerçekleştirildi.

### 3.9. Renk Ölçümleri

#### 3.9.1. Spektrofotometre ile Renk Ölçümü

Örneklerin renk ölçümü için Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan VITA Easyshade V (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) spektrofotometre kullanıldı (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Spektrofotometre cihazı

Ölçümler, cihazın ölçüm ucu örnek yüzeyine 90°'lik bir açı ile temas ettirilerek, yüzeyin merkezinde 3 farklı noktada nötral gri zemin üzerinde gün ışığını taklit eden CIE D65 aydınlatma altında gerçekleştirildi. Ardından 3 değerın ortalaması alınarak ortalama renk değerleri (L\*, a\*, b\*) elde edildi. Cihaz kalibrasyonu, üretici firmanın talimatı doğrultusunda her ölçümden önce şarj aparatının üzerinde bulunan kalibrasyon tablası kullanılarak gerçekleştirildi. Örneklerin renk değeri ölçümleri gıda benzeri solüsyonlara atılmadan hemen önce, solüsyon içerisinde bekletmenin 12. ve 60. günlerinde gerçekleştirildi. Ölçümler standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla aynı saatlerde aynı ışığa sahip ortamda yapıldı.

### 3.9.2. Dijital Renk Ölçümü

Dijital renk ölçümü için görüntülerin elde edilmesinde Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan DSLR dijital fotoğraf makinesi (Canon EOS 850D), makrolens (Canon EF 100mm f/2,8L Macro IS USM), twin flash (Canon Macro Twin Lite MT-26EX-RT), adaptör (Canon Macrolite Adaptör 67) ve çapraz polarize filtre kullanıldı. Renk değerlerinin ( $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$ ) belirlenmesi için renk ölçüm yazılımı (Color Meter v2.2.4; Apple Inc., ABD) ve Apple iPhone 13 (Cupertino, California, ABD) kullanıldı.<sup>179</sup>

Dijital renk analizi, fotoğraf makinesinin çekim ayarının yapılması, fotoğraf makinesi ile fotoğrafların çekilmesi ve çekilen fotoğraflarda renk değerlerinin belirlenmesi olmak üzere üç aşamada gerçekleştirildi.

Çekim öncesi standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla, fotoğraf makinesi ayarları ISO 100 (International Standards Organization), diyafram f22, shutter time 1/125, white balance otomatik olacak şekilde ayarlandı ve çalışma boyunca değiştirilmedi. Elde edilen dijital görüntüler değişikliğe uğramaması için RAW (ham veri) formatında kaydedildi (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Fotoğraf çekimi öncesi ayarları yapılmış dijital fotoğraf makinesi



Çekimler esnasında fotoğraf makinesinin her ölçüm zamanında aynı noktada yerleştirilmesi ve hareketsiz kalması, örneklerin sabit mesafeden çekimlerinin yapılması amacıyla özel fotoğraf çekim aparatı tasarlandı (Şekil 3.17). Fotoğraf makinesi çekim için özel olarak hazırlanmış aparat üzerinde yerine sabitlendikten sonra örnekler objektife dik olacak şekilde, en iyi netliğin alındığı, en kısa çekim mesafesine yerleştirildi. Bu mesafe 37 cm olarak belirlendi ve tüm örneklerin fotoğrafları bu mesafeden çekildi. Fotoğraf çekimi flaşlı, maksimum çözünürlükte, ham veri formatında ve penceresi olmayan kapalı bir oda içerisinde dışarıdan ışık girişi engellenerek CIE D65 aydınlatma altında gerçekleştirildi. Fotoğraf çekimlerinin tamamı bitmeden, özel aparat sistemi hiçbir şekilde hareket ettirilmedi.



**Şekil 3.17.** Fotoğraf çekimi için hazırlanmış aparat ve düzeneği

Renk analizi yapmak amacıyla Apple Color Meter programı kullanıldı. Elde edilen dijital görüntülerin merkezinden 3 farklı noktada ölçümler yapıldı. Ardından 3 değerlerin ortalaması alınarak, renk değerleri ( $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$ ) elde edildi. Örneklerin renk değeri ölçümleri gıda benzeri solüsyonlara atılmadan hemen önce, solüsyon içerisinde bekletmenin 12. ve 60. günlerinde gerçekleştirildi.

### **3.10. Renk Farkı Analizi**

Spektrofotometre ve dijital kamera ile alınan görüntülerin analizi sonrası elde edilen ortalama renk değeri parametreleri, aşağıda gösterilen  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  parametrelerini içeren CIEDE2000 renk farkı formülü kullanılarak analiz edildi:

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)}$$

Formüldeki  $\Delta L'$ ,  $\Delta C'$  ve  $\Delta H'$  kavramları sırasıyla parlaklık, yoğunluk ve tondaki farklılıkları temsil eder.  $R_T$ , yoğunluk ve ton farklılıklarına dayalı bir düzeltme faktörüdür.  $S_L$ ,  $S_C$ ,  $S_H$  kavramları, parlaklık, yoğunluk ve ton için ortalama faktörleri tanımlar.  $k_L$ ,  $k_C$  ve  $k_H$ , deneysel koşullarını ifade eden parametrik faktörlerdir.

Çalışmada, parametrik faktörler sırasıyla 2, 1 ve 1 olarak kabul edildi.<sup>180, 181</sup> %50:%50 algılanabilirlik eşiği ( $\Delta E_{00} \leq 0.8$ ) ve %50:%50 kabul edilebilirlik eşiği ( $\Delta E_{00} \leq 1,8$ ) ise Paravina ve ark.'nın<sup>161</sup> çalışmasındaki eşik değerler referans alınarak belirlendi.

### 3.11. Parlaklık Ölçümü

Örneklerin yüzey parlaklık ölçümleri için Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan 60° açılı, 93,4 GU'e kalibre edilen, 2 mm × 1 mm ölçüm alanına sahip parlaklık ölçüm cihazı (Novo-Curve, Rhopoint, Bexhill-on-Sea, İngiltere) kullanıldı (Şekil 3.18).



Şekil 3.18. Parlaklık ölçüm cihazı

EN ISO 2813 standardına göre yarı parlak (10-70 GU olan) yüzeylerin parlaklığı parlaklık ölçüm cihazı ile 60° aydınlatma ile ölçülmelidir.<sup>182, 183</sup> 60° açılı parlaklık ölçümleri, ortalama bir kişinin yüzeyi gözlemleyeceği açıya daha yakın olduğu için klinik açıdan daha güvenilir kabul edilmektedir.<sup>127,128</sup>

Örneklerin yüzey parlaklıklarının ölçülmesinden önce parlaklık ölçüm cihazı, siyah camsı kalibrasyon plakası kullanılarak üretici firmanın talimatlarına göre (60°:93,4 GU) kalibre edildi. Her örnekten sonra cihaz tekrar kalibre edildi. Ölçümler örneklerin

merkezinden 4 farklı noktadan, dikey eksene göre 60° ışık geliş ve yansıma açısında, her seferinde örnek 90° döndürülerek gerçekleştirildi. Ardından 4 değerın ortalaması alınarak her bir örneğin ortamlarla parlaklık değeri elde edildi. Örneklerin renk değeri ölçümleri gıda benzeri solüsyonlara atılmadan hemen önce, solüsyon içerisinde bekletmenin 12. ve 60. günlerinde gerçekleştirildi.

### 3.12. Mikrosertlik Ölçümü

Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliği Bölümü Mekanik Anabilim Dalı Kaynaklı İmalat Laboratuvarı'nda örnekler önce distile su ile yıkanıp hava-su spreyi ile hafif basınç altında kuruttuktan sonra mikrosertlik ölçüm cihazında (METKON MH-3, Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) yüzey mikrosertlik ölçümleri gerçekleştirildi (Şekil 3.19).



Şekil 3.19. Mikrosertlik ölçüm cihazı

EN ISO 6507 standardına uygun olarak örneklerin cilalanmış yüzeylerine sertlik ölçüm test makinesinin, tepe açısı 136° olan elmas ucu ile 15 saniye boyunca 1000 gram dikey kuvvet uygulandı. Yükün uzaklaştırılmasından sonra girintinin iki köşegeni, bir optik mikroskop kullanılarak ölçüldü ve bunların ölçümlerinin ortalaması Vickers mikrosertlik değeri (HV1) olarak kaydedildi. Örneklerin mikrosertlik ölçümleri gıda

benzeri solüsyonlara atılmadan hemen önce, solüsyon içerisinde bekletmenin 12. ve 60. günlerinde gerçekleştirildi.

### 3.13. Tarayıcı Elektron Mikroskobu İncelemesi (SEM)

Örneklerin yüzey topografisinin incelenmesi için Pamukkale Üniversitesi İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan tarayıcı elektron mikroskobu (Supra40VP, Zeiss, Oberkochen, Almanya) kullanıldı (Şekil 3.20). Topografik inceleme için, örnek yüzeyleri %80 altın ve %20 paladyum püskürtmeli cihaz (Q150R ES, Quorum Technologies, Ashford, İngiltere) ile kaplanarak iletken hale getirildi. Yüzeyler daha sonra 20 kV'da orijinal  $\times 1000$  ve  $\times 5000$  büyütme kullanılarak değerlendirildi.



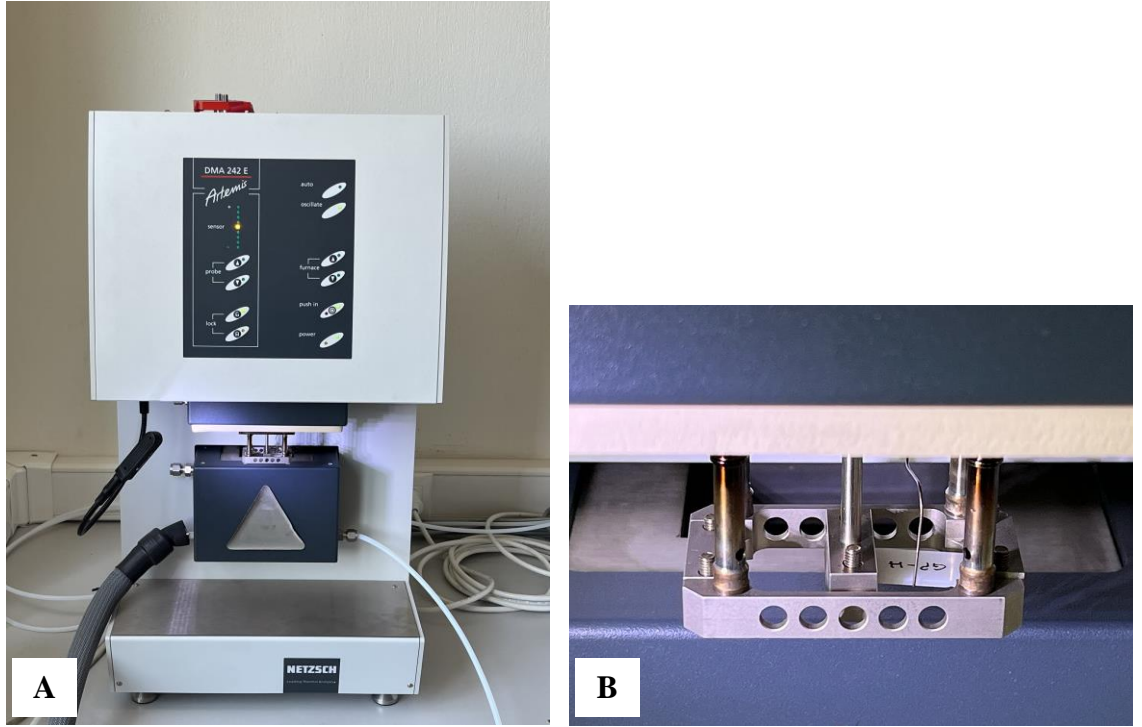
Şekil 3.20. Örnekleri görüntülemek için kullanılan SEM cihazı

Örneklerin yüzey topografisi incelemeleri gıda benzeri solüsyonlara atılmadan hemen önce, solüsyon içerisinde bekletmenin 12. ve 60. günlerinde gerçekleştirildi.

### 3.14. Dinamik Mekanik Analiz (DMA)

Örneklerin viskoelastik özelliklerinin incelenmesi için, Pamukkale Üniversitesi İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan dinamik mekanik analizör (DMA 242 E Artemis Analyzer, Netzsch-Gerätebau GmbH, Selb, Almanya) cihazı “single-cantilever bending” modunda kullanıldı (Şekil 3.21).

Her bir örneğin boyutları ( $10 \times 16 \times 1,2 \text{ mm}^3 \pm 0,1 \text{ mm}$ ) analizden önce dijital kumpas ile ölçülerek geometrik faktörleri hesaplandı. Ölçümler  $27 \text{ }^\circ\text{C}$ 'den  $100 \text{ }^\circ\text{C}$ 'ye ısı dakikada  $2 \text{ }^\circ$  artacak şekilde gerçekleştirildi (Şekil 3.20). Her bir örneğe inceleme süresi boyunca single-cantilever bending modunda  $1,5 \text{ Hz}$  ile  $1,0 \text{ N}$  sinüzoidal dinamik test yükü uygulandı. Bu frekans, doğal ortamda daha önce belirlenen ortalama çiğneme hızlarına mümkün olduğunca yakın olacak şekilde kullanıldı.<sup>184, 185</sup> Analiz sonrasında her bir örneğe ait depolama modülü ( $E'$ ), kayıp modülü ( $E''$ ) ve kaybın depolama modülüne oranı ( $\tan \delta = E''/E'$ ) elde edildi. Örneklerin DMA analizleri gıda benzeri solüsyonlara atılmadan hemen önce, solüsyon içerisinde bekletmenin 12. ve 60. günlerinde gerçekleştirildi.



Şekil 3.21. A. DMA cihazı, B. Örneğin yerleştirilmesi

### 3.15. İstatistiksel Analiz

Bir indirekt kompozit ve altı farklı CAD/CAM restoratif materyalinin dört farklı gıda benzeri solüsyon içerisinde bekletilmesinin, materyallerin estetik, fiziksel, mekanik özellikleri üzerindeki etkisinin araştırıldığı bu çalışmada ölçümler üç farklı zamanda (başlangıç ( $T_0$ ), 12. ( $T_{12}$ ) ve 60. günlerde ( $T_{60}$ )) gerçekleştirildi. Analizler, üç farklı zamanda elde edilen değerler ve zaman aralıklarında elde edilen farklılık değerleri kullanılarak gerçekleştirildi.

Veriler SPSS 25.0 (IBM SPSS Statistics 25 (Armonk, NY: IBM Corp.)) paket programı kullanılarak analiz edildi. Sürekli değişkenler ortalama±standart sapma, ortanca (IQR: 25.-75. yüzdellikler) ve kategorik değişkenler sayı ve yüzde olarak ifade edildi.

Gruplar arasındaki farklılıkların incelenmesinde Kruskal Wallis varyans analizi (post hoc: Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi) kullanıldı. Bu amaçla her materyal türü için gıda benzeri solüsyonlar arasında ve her gıda benzeri solüsyon için materyaller arasında zamana göre nasıl değiştii incelendi.

Her materyal/gıda benzeri solüsyon için pürüzlülüğün, renklenmenin, parlaklığın ve mikrosertliğin zaman içindeki değişiminin, zaman içindeki değişimin materyal/gıda benzeri solüsyonlar arasında benzer olup olmadığının ve materyal/gıda benzeri solüsyonlar arasında fark olup olmadığının analizi tekrarlı ölçümlerde Friedman Testi (post hoc: Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon eşleştirilmiş iki örnek testi) ile incelendi.

Zaman içindeki değişimlerin materyal/gıda benzeri solüsyonlar arasında nasıl değiştii grafik ve tablolarla açıklandı. Tüm incelemelerde  $p<0,05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Değişim Bulguları

Çalışmada GP, BC, SB, CS, IE, VM ve IL materyallerinin D, S, E ve H solüsyonlarında başlangıç (T0), 12. (T12) ve 60. (T60) günlerde yüzey pürüzlülükleri ölçülerek, elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

#### 4.1.1. Materyallere Göre Yüzey Pürüzlülüğü Değişim Bulguları

Materyale göre her ölçüm zamanına ait yüzey pürüzlülük değerlerinin aritmetik ortalama, standart sapma, medyan ve anlamlılık değerleri Tablo 4.1’de, aritmetik ortalamalarının grafik ile ifadesi ise Şekil 4.1’de sunuldu.

**Tablo 4.1.** Materyale göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60)  $R_a$  incelemesi

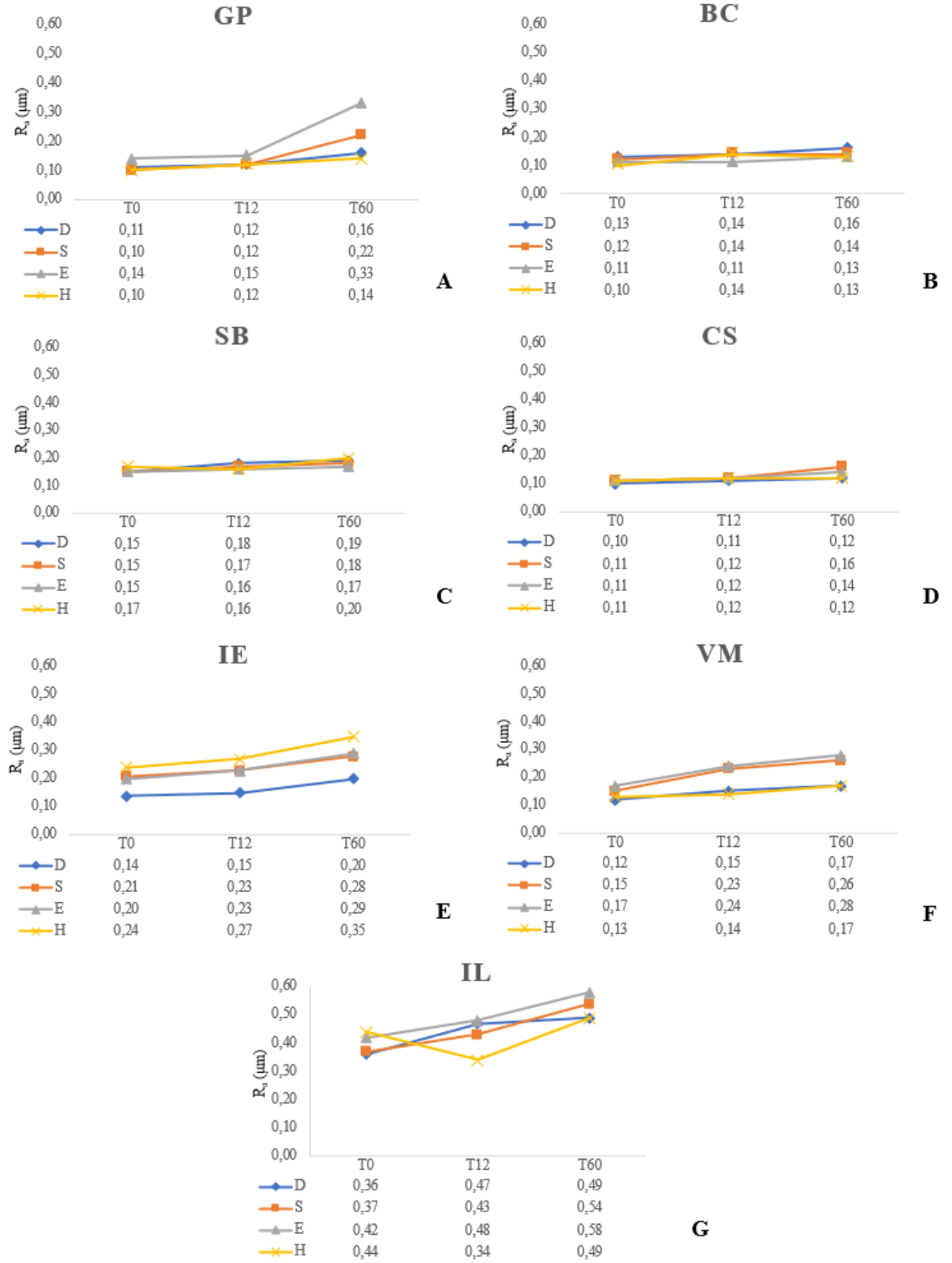
Materyal	Solüsyon	$R_a$	T0	T12	T60	$p$
GP	D	AO±SS	0,11±0,02	0,12±0,05	0,16±0,06	0,177
		Ortanca	0,11	0,13	0,16	
		(min-max)	(0,09-0,12)	(0,07-0,17)	(0,1-0,22)	
	S	AO±SS	0,1±0,02	0,13±0,03	0,22±0,05	<b>0,005</b>
		Ortanca	0,1	0,12	0,21	<b>z</b>
		(min-max)	(0,08-0,12)	(0,11-0,15)	(0,19-0,26)	
	E	AO±SS	0,14±0,02	0,14±0,03	0,33±0,08	<b>0,002</b>
		Ortanca	0,14	0,15	0,32	<b>y,z</b>
		(min-max)	(0,12-0,16)	(0,12-0,16)	(0,26-0,4)	
	H	AO±SS	0,1±0,02	0,12±0,01	0,14±0,04	<b>0,018</b>
		Ortanca	0,1	0,12	0,12	<b>z</b>
		(min-max)	(0,09-0,11)	(0,1-0,13)	(0,11-0,19)	
		$p$	0,402	<b>0,0001b,g</b>		
BC	D	AO±SS	0,13±0,02	0,14±0,03	0,16±0,02	<b>0,006</b>
		Ortanca	0,13	0,14	0,17	<b>z</b>
		(min-max)	(0,11-0,14)	(0,12- ,17)	(0,15-0,17)	
	S	AO±SS	0,12±0,03	0,14±0,04	0,14±0,05	0,107
		Ortanca	0,13	0,13	0,15	
		(min-max)	(0,1-0,15)	(0,11-0,16)	(0,09-0,19)	
	E	AO±SS	0,11±0,02	0,11±0,03	0,13±0,04	0,067
		Ortanca	0,11	0,11	0,12	
		(min-max)	(0,09-0,13)	(0,09-0,13)	(0,1-0,17)	
	H	AO±SS	0,1±0,03	0,14±0,03	0,13±0,03	<b>0,01</b>
		Ortanca	0,09	0,14	0,12	<b>x,z</b>
		(min-max)	(0,08-0,13)	(0,11-0,15)	(0,11-0,17)	
		$p$	0,238	0,353		
SB	D	AO±SS	0,15±0,01	0,18±0,03	0,19±0,04	<b>0,012</b>
		Ortanca	0,15	0,18	0,18	<b>z</b>
		(min-max)	(0,14-0,17)	(0,15-0,2)	(0,16-0,23)	
	S	AO±SS	0,15±0,02	0,17±0,02	0,18±0,03	<b>0,016</b>
		Ortanca	0,15	0,17	0,19	<b>z</b>
		(min-max)	(0,14-0,17)	(0,15-0,2)	(0,16-0,19)	

**Tablo 4.1. devam** Materyale göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) R<sub>a</sub> incelemesi

SB	E	AO±SS	0,15±0,02	0,16±0,02	0,17±0,04	0,368
		Ortanca	0,14	0,16	0,16	
		(min-max)	(0,14-0,16)	(0,14-0,18)	(0,14-0,21)	
	H	AO±SS	0,17±0,02	0,16±0,08	0,2±0,07	<b>0,03</b>
		Ortanca	0,17	0,13	0,16	
		(min-max)	(0,15-0,19)	(0,11-0,24)	(0,14-0,28)	
<i>p</i>			0,126	0,831		
CS	D	AO±SS	0,1±0,01	0,11±0,02	0,12±0,03	0,081
		Ortanca	0,1	0,12	0,12	
		(min-max)	(0,09-0,1)	(0,09-0,14)	(0,09-0,15)	
	S	AO±SS	0,11±0,02	0,12±0,02	0,16±0,02	<b>0,004</b>
		Ortanca	0,11	0,13	0,15	
		(min-max)	(0,09-0,12)	(0,1-0,14)	(0,14-0,18)	
	E	AO±SS	0,11±0,02	0,12±0,02	0,14±0,02	<b>0,024</b>
		Ortanca	0,11	0,12	0,14	
		(min-max)	(0,1-0,12)	(0,09-0,13)	(0,12-0,15)	
	H	AO±SS	0,11±0,02	0,11±0,02	0,12±0,03	0,273
		Ortanca	0,11	0,12	0,12	
		(min-max)	(0,09-0,12)	(0,11-0,13)	(0,09-0,14)	
<i>p</i>			0,913	<b>0,024a,c</b>		
IE	D	AO±SS	0,14±0,01	0,15±0,03	0,2±0,07	0,067
		Ortanca	0,14	0,15	0,19	
		(min-max)	(0,13-0,15)	(0,13-0,17)	(0,16-0,24)	
	S	AO±SS	0,21±0,05	0,23±0,05	0,28±0,04	<b>0,028</b>
		Ortanca	0,21	0,23	0,26	
		(min-max)	(0,16-0,25)	(0,18-0,27)	(0,25-0,32)	
	E	AO±SS	0,2±0,06	0,23±0,06	0,29±0,05	<b>0,036</b>
		Ortanca	0,2	0,22	0,3	
		(min-max)	(0,15-0,23)	(0,19-0,29)	(0,26-0,32)	
	H	AO±SS	0,24±0,07	0,27±0,08	0,35±0,13	0,072
		Ortanca	0,23	0,26	0,3	
		(min-max)	(0,18-0,3)	(0,21-0,35)	(0,25-0,47)	
<i>p</i>			<b>0,002a,c</b>	<b>0,019c</b>		
VM	D	AO±SS	0,12±0,02	0,15±0,07	0,17±0,05	0,239
		Ortanca	0,12	0,13	0,18	
		(min-max)	(0,1-0,14)	(0,1-0,23)	(0,13-0,19)	
	S	AO±SS	0,15±0,03	0,23±0,03	0,26±0,03	<b>0,0001</b>
		Ortanca	0,14	0,24	0,28	
		(min-max)	(0,12-0,18)	(0,19-0,26)	(0,24-0,29)	
	E	AO±SS	0,17±0,02	0,24±0,04	0,28±0,06	<b>0,008</b>
		Ortanca	0,18	0,24	0,3	
		(min-max)	(0,15-0,19)	(0,21-0,28)	(0,22-0,34)	
	H	AO±SS	0,13±0,02	0,14±0,03	0,17±0,03	0,177
		Ortanca	0,12	0,15	0,17	
		(min-max)	(0,11-0,15)	(0,11-0,16)	(0,14-0,21)	
<i>p</i>			<b>0,0001a,b,e,g</b>	<b>0,0001a,b,e,g</b>		
IL	D	AO±SS	0,36±0,04	0,47±0,23	0,49±0,16	<b>0,03</b>
		Ortanca	0,37	0,33	0,46	
		(min-max)	(0,33-0,4)	(0,3-0,69)	(0,41-0,47)	
	S	AO±SS	0,4±0,11	0,43±0,11	0,54±0,19	0,223
		Ortanca	0,37	0,41	0,55	
		(min-max)	(0,31-0,45)	(0,33-0,52)	(0,35-0,73)	
	E	AO±SS	0,42±0,13	0,48±0,12	0,58±0,14	<b>0,011</b>
		Ortanca	0,4	0,44	0,59	
		(min-max)	(0,34-0,54)	(0,41-0,59)	(0,46-0,72)	
	H	AO±SS	0,44±0,08	0,34±0,13	0,49±0,13	<b>0,021</b>
		Ortanca	0,45	0,27	0,54	
		(min-max)	(0,36-0,49)	(0,24-0,49)	(0,34-0,62)	
<i>p</i>			0,163	0,581		

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, D-S; b, D-E; c, D-H; d, S-E; e, S-H; f, E-H solüsyonları arasında; x, T0-T12; y, T12-T60; z, T0-T60 zaman aralıkları arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.





**Şekil 4.1.** Materyale göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60)  $R_a$  grafikleri. **A.** GC Gradia Plus, GP, **B.** Brilliant Crios Coltene, BC, **C.** Shofu Blok HC, SB, **D.** GC Cerasmart 270, CS, **E.** IPS Empress CAD, IE **F.** VITA Mark II, VM **G.** GC Initial LiSi, IL

Tablo 4.1 ve Şekil 4.1'e göre en yüksek pürüzlülük değeri IL, en düşük pürüzlülük değeri CS materyalinde görüldü.

Farklı solüsyonlarda beklenen GP materyalinden elde edilen  $R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. günde anlamsızken ( $p=0,402$ ), 60. günde anlamlı ( $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, E solüsyonu ile D ve H solüsyonları arasında görüldü. Materyal zaman aralıklarında incelendiğinde, S ve H solüsyonlarında T0-T60, E solüsyonunda ise T12-T60 ve T0-T60 aralıklarında anlamlı fark görülürken, D solüsyonunda zaman aralıkları arasında anlamlı fark görülmedi. 60. gün sonunda, GP materyalinde en yüksek pürüzlük değeri E, en düşük pürüzlülük değeri D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda beklenen BC materyalinden elde edilen  $R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamsız ( $p=0,238$ ;  $p=0,353$ ) bulundu. Materyal zaman aralıklarında incelendiğinde, D solüsyonunda T0-T60, H solüsyonunda T0-T12 ve T0-T60 aralıklarında anlamlı fark görülürken, S ve E solüsyonlarında zaman aralıklarında anlamlı fark görülmedi. 60. günde, BC materyalinde en yüksek pürüzlük değeri D, en düşük  $R_a$  değeri E solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda beklenen SB materyalinden elde edilen  $R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamsız ( $p=0,126$ ;  $p=0,831$ ) bulundu. Solüsyonlar arasında anlamlı fark görülmedi. Materyal zaman aralıklarında incelendiğinde, D ve S solüsyonlarında T0-T60, H solüsyonunda T12-T60 aralıklarında anlamlı fark bulunurken, E solüsyonunda zaman aralıklarında anlamlı fark bulunmadı. 60. günde, SB materyalinde en yüksek  $R_a$  değeri H, en düşük  $R_a$  değeri E solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda beklenen CS materyalinden elde edilen  $R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. günde anlamsızken ( $p=0,913$ ), 60. günde anlamlı ( $p=0,024$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 60. günde D solüsyonu ile S ve H solüsyonları arasında görüldü. Materyal zaman aralıklarında incelendiğinde, S ve E solüsyonlarında T0-T60 zaman aralığında anlamlı fark bulunurken, D ve H solüsyonlarında zaman aralıklarında anlamlı fark bulunmadı. 60. günde, CS materyalinde en yüksek  $R_a$  değeri S, en düşük  $R_a$  değeri D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen IE materyalinden elde edilen  $R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,002$ ;  $p=0,019$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde D solüsyonu ile S ve H solüsyonları arasında görülürken, 60. günde D ve H solüsyonları arasında görüldü. Materyal zaman aralıklarında incelendiğinde, S ve E solüsyonlarında T0-T60 zaman aralığında anlamlı fark bulunurken, D ve H solüsyonlarında zaman aralıklarında anlamlı fark bulunmadı. 60. günde, IE materyalinde en yüksek  $R_a$  değeri H, en düşük  $R_a$  değeri D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen VM materyalinden elde edilen  $R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. ve 60. günlerde D solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında görüldü. Materyal zaman aralıklarında incelendiğinde, S ve E solüsyonlarında T0-T60 zaman aralığında anlamlı fark bulunurken, D ve H solüsyonlarında zaman aralıklarında anlamlı fark bulunmadı. 60. günde VM materyalinde en yüksek  $R_a$  değeri E, en düşük  $R_a$  değeri D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen IL materyalinden elde edilen  $R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamsız ( $p=0,163$ ;  $p=0,581$ ) bulundu. Solüsyonlar arasında anlamlı fark görülmedi. Materyal zaman aralıklarında incelendiğinde, D ve E solüsyonlarında T0-T60, H solüsyonunda T12-T60 zaman aralığında anlamlı fark bulunurken, S solüsyonunda zaman aralıklarında anlamlı fark bulunmadı. 60. günde, IL materyalinde en yüksek  $R_a$  değeri E, en düşük  $R_a$  değeri D solüsyonunda tespit edildi.

Materyallere göre zaman içinde elde edilen pürüzlülük değişimi ( $\Delta R_a$ ) değerlerine ait aritmetik ortalama, standart sapma, medyan ve anlamlılık değerleri Tablo 4.2'de sunuldu.

**Tablo 4.2.** Materyale göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında  $\Delta R_a$  incelemesi

Materyal	Solüsyon	$\Delta R_a$	T0-T12	T12-T60	T0-T60
GP	D	AO±SS	-0,01±0,03	-0,04±0,07	-0,05±0,06
		Ortanca	-0,01	-0,05	-0,06
		(min-max)	(-0,04-0,01)	(-0,08-0,02)	(-0,11-0,01)
	S	AO±SS	-0,03±0,03	-0,1±0,06	-0,12±0,05
		Ortanca	-0,03	-0,1	-0,12
		(min-max)	(-0,06-0,01)	(-0,15-0,07)	(-0,18-0,08)
	E	AO±SS	-0,01±0,02	-0,18±0,08	-0,19±0,07
		Ortanca	0	-0,15	-0,18
		(min-max)	(-0,03-0,01)	(-0,26-0,13)	(-0,26-0,15)
	H	AO±SS	-0,01±0,02	-0,03±0,03	-0,04±0,05
		Ortanca	-0,02	-0,02	-0,02
		(min-max)	(-0,03-0)	(-0,06-0)	(-0,09-0,02)
<i>p</i>			0,599	<b>0,0001 b,d,f</b>	<b>0,0001 b,d,e</b>
BC	D	AO±SS	-0,01±0,02	-0,02±0,02	-0,03±0,02
		Ortanca	-0,02	-0,03	-0,03
		(min-max)	(-0,03-0,01)	(-0,03-0)	(-0,05-0,02)
	S	AO±SS	-0,01±0,02	-0,01±0,03	-0,02±0,03
		Ortanca	-0,01	0,01	-0,02
		(min-max)	(-0,02-0,01)	(-0,03-0,02)	(-0,04-0,01)
	E	AO±SS	0±0,03	-0,02±0,02	-0,02±0,04
		Ortanca	0,01	-0,02	-0,02
		(min-max)	(-0,03-0,03)	(-0,04-0,01)	(-0,06-0,01)
	H	AO±SS	-0,04±0,02	0,01±0,02	-0,03±0,01
		Ortanca	-0,05	0,02	-0,03
		(min-max)	(-0,05-0,02)	(-0,02-0,02)	(-0,03-0,02)
<i>p</i>			<b>0,046 f</b>	<b>0,044 f</b>	0,553
SB	D	AO±SS	-0,03±0,02	-0,01±0,03	-0,03±0,03
		Ortanca	-0,03	-0,02	-0,04
		(min-max)	(-0,04-0,01)	(-0,04-0,01)	(-0,06-0,02)
	S	AO±SS	-0,02±0,02	-0,01±0,03	-0,03±0,03
		Ortanca	-0,02	-0,02	-0,03
		(min-max)	(-0,04-0)	(-0,04-0,02)	(-0,06-0,02)
	E	AO±SS	-0,01±0,02	-0,01±0,03	-0,02±0,04
		Ortanca	0	-0,02	-0,01
		(min-max)	(-0,03-0,01)	(-0,03-0,01)	(-0,06-0,01)
	H	AO±SS	0,01±0,09	-0,04±0,03	-0,03±0,08
		Ortanca	0,05	-0,04	0,01
		(min-max)	(-0,06-0,07)	(-0,04-0,02)	(-0,1-0,03)
<i>p</i>			0,373	0,121	0,549
CS	D	AO±SS	-0,02±0,02	-0,01±0,02	-0,03±0,03
		Ortanca	-0,02	-0,01	-0,02
		(min-max)	(-0,05-0)	(-0,02-0)	(-0,06-0,01)
	S	AO±SS	-0,01±0,02	-0,04±0,03	-0,05±0,03
		Ortanca	-0,02	-0,04	-0,04
		(min-max)	(-0,03-0,01)	(-0,07-0,01)	(-0,08-0,03)
	E	AO±SS	-0,01±0,02	-0,02±0,02	-0,03±0,02
		Ortanca	-0,01	-0,03	-0,04
		(min-max)	(-0,03-0,01)	(-0,04-0)	(-0,06-0,01)
	H	AO±SS	0±0,03	-0,01±0,02	-0,01±0,03
		Ortanca	-0,01	-0,01	-0,01
		(min-max)	(-0,03-0,02)	(-0,02-0,02)	(-0,04-0,02)
<i>p</i>			0,668	<b>0,032 e</b>	0,105
IE	D	AO±SS	-0,01±0,03	-0,05±0,08	-0,06±0,08
		Ortanca	-0,01	-0,03	-0,04
		(min-max)	(-0,03-0,02)	(-0,12-0,01)	(-0,1-0,03)
	S	AO±SS	-0,03±0,03	-0,05±0,06	-0,07±0,07
		Ortanca	-0,02	-0,05	-0,08
		(min-max)	(-0,04-0,01)	(-0,08-0,01)	(-0,12-0,02)
	E	AO±SS	-0,03±0,05	-0,06±0,07	-0,09±0,08
		Ortanca	-0,01	-0,05	-0,1
		(min-max)	(-0,08-0)	(-0,09-0,01)	(-0,13-0,01)
	H	AO±SS	-0,03±0,07	-0,07±0,14	-0,11±0,16
		Ortanca	-0,04	-0,07	-0,1
		(min-max)	(-0,09-0,02)	(-0,18-0,01)	(-0,27-0,04)
<i>p</i>			0,364	0,914	0,757

**Tablo 4.2. devam** Materyale göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında  $\Delta R_a$  incelemesi

VM	D	AO±SS	-0,03±0,07	-0,02±0,06	-0,05±0,05
		Ortanca	-0,01	-0,04	-0,05
		(min-max)	(-0,09-0,02)	(-0,07-0,04)	(-0,1-0,01)
	S	AO±SS	-0,08±0,04	-0,03±0,03	-0,11±0,04
		Ortanca	-0,09	-0,03	-0,12
		(min-max)	(-0,11-0,05)	(-0,06-0,01)	(-0,15-0,07)
	E	AO±SS	-0,07±0,06	-0,04±0,04	-0,11±0,08
		Ortanca	-0,08	-0,04	-0,14
		(min-max)	(-0,12-0,01)	(-0,08-0)	(-0,18-0,03)
	H	AO±SS	-0,02±0,03	-0,03±0,04	-0,05±0,05
		Ortanca	-0,01	-0,03	-0,06
		(min-max)	(-0,04-0)	(-0,07-0,01)	(-0,09-0,01)
<i>p</i>			0,057	0,738	<b>0,033 e</b>
IL	D	AO±SS	-0,11±0,21	-0,02±0,16	-0,13±0,14
		Ortanca	0	-0,08	-0,09
		(min-max)	(-0,31-0,06)	(-0,15-0,15)	(-0,11-0,06)
	S	AO±SS	-0,03±0,09	-0,12±0,2	-0,15±0,25
		Ortanca	-0,02	-0,07	-0,1
		(min-max)	(-0,05-0,01)	(-0,31-0,06)	(-0,4-0,05)
	E	AO±SS	-0,07±0,07	-0,1±0,15	-0,16±0,17
		Ortanca	-0,06	-0,07	-0,12
		(min-max)	(-0,13-0,01)	(-0,21-0,03)	(-0,33-0,05)
	H	AO±SS	0,1±0,16	-0,16±0,13	-0,06±0,12
		Ortanca	0,12	-0,12	-0,03
		(min-max)	(-0,06-0,23)	(-0,3-0,05)	(-0,19-0,02)
<i>p</i>			<b>0,044 c</b>	0,598	0,653

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; **a**, D-S; **b**, D-E; **c**, D-H; **d**, S-E; **e**, S-H; **f**, E-H solüsyonları arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.

Tablo 4.2'ye göre en yüksek  $\Delta R_a$  GP materyalinde, en düşük  $\Delta R_a$  CS materyalinde görüldü.

Farklı solüsyonlarda bekletilen GP materyalinden elde edilen  $\Delta R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamsızken ( $p=0,599$ ), T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, her iki zaman aralığında da D ile E solüsyonları arasında ve S solüsyonu ile E ve H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, GP materyalinde en yüksek  $\Delta R_a$  E, en düşük  $\Delta R_a$  H solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen BC materyalinden elde edilen  $\Delta R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T60 zaman aralığında anlamsızken ( $p=0,553$ ), T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,046$ ;  $p=0,044$ ) bulundu. Bu anlamlılık, her iki zaman aralığında da E ile H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, BC materyalinde en yüksek  $\Delta R_a$  D, en düşük  $\Delta R_a$  S solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen SB materyalinden elde edilen  $\Delta R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında

anlamsız ( $p=0,373$ ;  $p=0,121$ ;  $p=0,549$ ) bulundu. 60. günde, SB materyalinde en yüksek  $\Delta R_a$  H solüsyonunda görülürken, en düşük  $\Delta R_a$  E solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen CS materyalinden elde edilen  $\Delta R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamsızken ( $p=0,668$ ;  $p=0,105$ ), T12-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,032$ ) bulundu. Bu anlamlılık, S ile H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, CS materyalinde en yüksek  $\Delta R_a$  S solüsyonunda, en düşük  $\Delta R_a$  H solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen IE materyalinden elde edilen  $\Delta R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,364$ ;  $p=0,914$ ;  $p=0,757$ ) bulundu. 60. günde, EI materyalinde en yüksek  $\Delta R_a$  H solüsyonunda, en düşük  $\Delta R_a$  D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen VM materyalinden elde edilen  $\Delta R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T60 zaman aralığında anlamlıyken ( $p=0,033$ ); T0-T12, T12-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,057$ ;  $p=0,738$ ) bulundu. Bu anlamlılık, S ile H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, VM materyalinde en yüksek  $\Delta R_a$  E solüsyonunda, en düşük  $\Delta R_a$  H solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen IL materyalinden elde edilen  $\Delta R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamlıyken ( $p=0,044$ ), T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,598$ ;  $p=0,653$ ) bulundu. Bu anlamlılık, D ile H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, IL materyalinde en yüksek  $\Delta R_a$  E solüsyonunda, en düşük  $\Delta R_a$  H solüsyonunda tespit edildi.

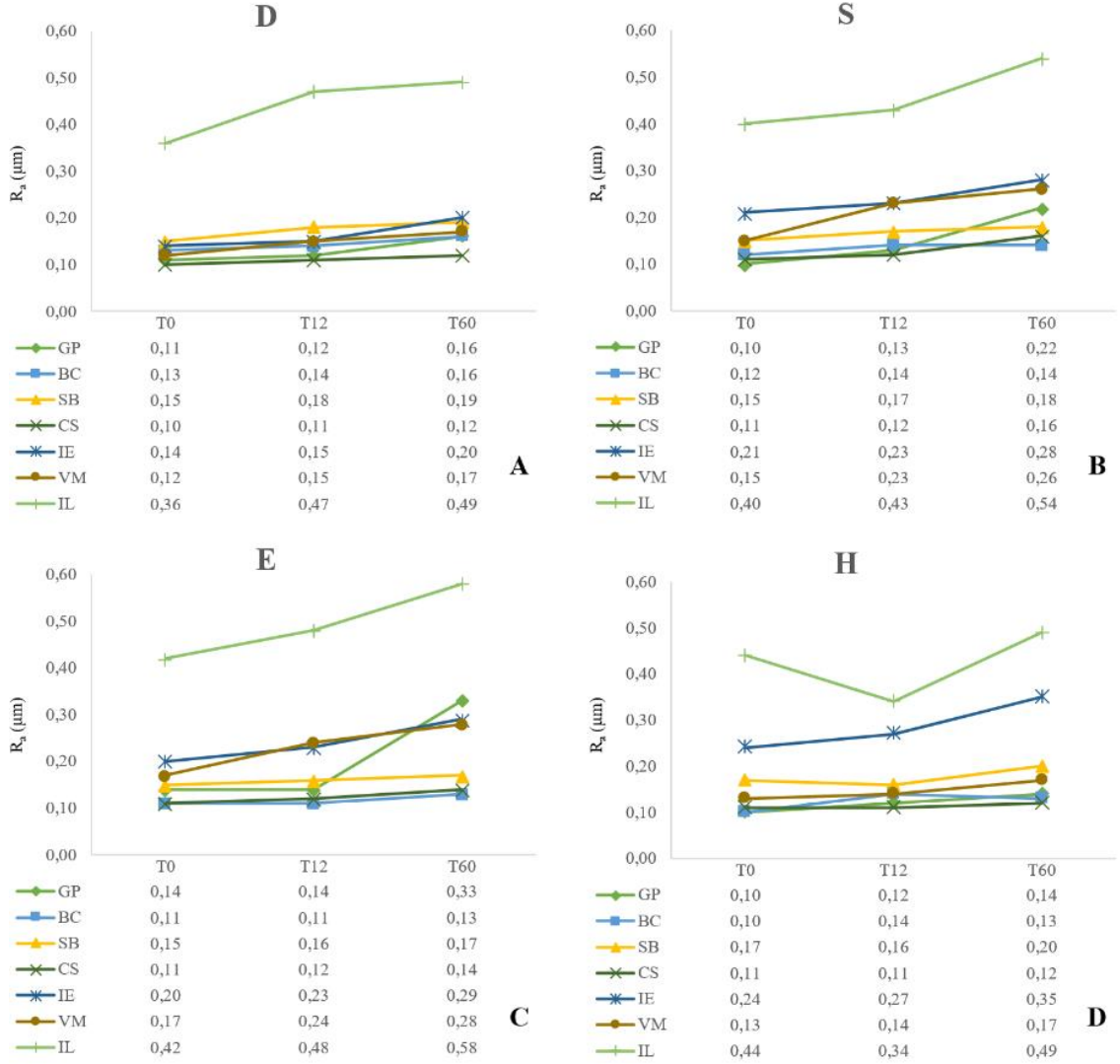
#### **4.1.2. Solüsyonlara Göre Pürüzlülük Değişim Bulguları**

Solüsyona göre materyallerin her bir ölçüm zamanına ait  $R_a$  değerlerinin aritmetik ortalama, standart sapma, medyan ve anlamlılık değerleri Tablo 4.3'te, aritmetik ortalamalarının grafik ile ifadesi ise Şekil 4.2'de sunuldu.

**Tablo 4.3.** Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) R<sub>a</sub> incelemesi

Solüsyon		D			S			E			H		
Materyal	Zaman	T0	T12	T60	T0	T12	T60	T0	T12	T60	T0	T12	T60
	R <sub>a</sub>												
GP	AO±SS	0,11±0,02	0,12±0,05	0,16±0,06	0,10±0,02	0,13±0,03	0,22±0,05	0,14±0,02	0,14±0,03	0,33±0,08	0,10±0,02	0,12±0,01	0,14±0,04
	Ortanca	0,11	0,13	0,16	0,1	0,12	0,21	0,14	0,15	0,32	0,1	0,12	0,12
	(min-max)	(0,09-0,12)	(0,07-0,17)	(0,1-0,22)	(0,08-0,12)	(0,11-0,15)	(0,19-0,26)	(0,12-0,16)	(0,12-0,16)	(0,26-0,4)	(0,09-0,11)	(0,1-0,13)	(0,11-0,19)
BC	AO±SS	0,13±0,02	0,14±0,03	0,16±0,02	0,12±0,03	0,14±0,04	0,14±0,05	0,11±0,02	0,11±0,03	0,13±0,04	0,10±0,03	0,14±0,03	0,13±0,03
	Ortanca	0,13	0,14	0,17	0,13	0,13	0,15	0,11	0,11	0,12	0,09	0,14	0,12
	(min-max)	(0,11-0,14)	(0,12-0,17)	(0,15-0,17)	(0,1-0,15)	(0,11-0,16)	(0,09-0,19)	(0,09-0,13)	(0,09-0,13)	(0,1-0,17)	(0,08-0,13)	(0,11-0,15)	(0,11-0,17)
SB	AO±SS	0,15±0,01	0,18±0,03	0,19±0,04	0,15±0,02	0,17±0,02	0,18±0,03	0,15±0,02	0,16±0,02	0,17±0,04	0,17±0,02	0,16±0,08	0,20±0,07
	Ortanca	0,15	0,18	0,18	0,15	0,17	0,19	0,14	0,16	0,16	0,17	0,13	0,16
	(min-max)	(0,14-0,17)	(0,15-0,2)	(0,16-0,23)	(0,14-0,17)	(0,15-0,2)	(0,16-0,19)	(0,14-0,16)	(0,14-0,18)	(0,14-0,21)	(0,15-0,19)	(0,11-0,24)	(0,14-0,28)
CS	AO±SS	0,10±0,01	0,11±0,02	0,12±0,03	0,11±0,02	0,12±0,02	0,16±0,02	0,11±0,02	0,12±0,02	0,14±0,02	0,11±0,02	0,11±0,02	0,12±0,03
	Ortanca	0,1	0,12	0,12	0,11	0,13	0,15	0,11	0,12	0,14	0,11	0,12	0,12
	(min-max)	(0,09-0,1)	(0,09-0,14)	(0,09-0,15)	(0,09-0,12)	(0,1-0,14)	(0,14-0,18)	(0,1-0,12)	(0,09-0,13)	(0,12-0,15)	(0,09-0,12)	(0,11-0,13)	(0,09-0,14)
IE	AO±SS	0,14±0,01	0,15±0,03	0,2±0,07	0,21±0,05	0,23±0,05	0,28±0,04	0,20±0,06	0,23±0,06	0,29±0,05	0,24±0,07	0,27±0,08	0,35±0,13
	Ortanca	0,14	0,15	0,19	0,21	0,23	0,26	0,2	0,22	0,3	0,23	0,26	0,3
	(min-max)	(0,13-0,15)	(0,13-0,17)	(0,16-0,24)	(0,16-0,25)	(0,18-0,27)	(0,25-0,32)	(0,15-0,23)	(0,19-0,29)	(0,26-0,32)	(0,18-0,3)	(0,21-0,35)	(0,25-0,47)
VM	AO±SS	0,12±0,02	0,15±0,07	0,17±0,05	0,15±0,03	0,23±0,03	0,26±0,03	0,17±0,02	0,24±0,04	0,28±0,06	0,13±0,02	0,14±0,03	0,17±0,03
	Ortanca	0,12	0,13	0,18	0,14	0,24	0,28	0,18	0,24	0,3	0,12	0,15	0,17
	(min-max)	(0,1-0,14)	(0,1-0,23)	(0,13-0,19)	(0,12-0,18)	(0,19-0,26)	(0,24-0,29)	(0,15-0,19)	(0,21-0,28)	(0,22-0,34)	(0,11-0,15)	(0,11-0,16)	(0,14-0,21)
IL	AO±SS	0,36±0,04	0,47±0,23	0,49±0,16	0,40±0,11	0,43±0,11	0,54±0,19	0,42±0,13	0,48±0,12	0,58±0,14	0,44±0,08	0,34±0,13	0,49±0,13
	Ortanca	0,37	0,33	0,46	0,37	0,41	0,55	0,4	0,44	0,59	0,45	0,27	0,54
	(min-max)	(0,33-0,4)	(0,3-0,69)	(0,41-0,47)	(0,31-0,45)	(0,33-0,52)	(0,35-0,73)	(0,34-0,54)	(0,41-0,59)	(0,46-0,72)	(0,36-0,49)	(0,24-0,49)	(0,34-0,62)
<i>p</i>	<b>0,0001</b> f,l,m,r,t,y	<b>0,0001</b> f,l,t,y	<b>0,0001</b> f,l,t,y	<b>0,0001</b> d,f,i,l,p,r,t,v,y	<b>0,0001</b> d,e,f,i,k,l,p,r,s,t,v,y	<b>0,0001</b> f,i,l,p,t,v,y	<b>0,0001</b> f,i,k,l,r,s,t	<b>0,0001</b> e,f,i,k,l,p,r,s,t,v,y	<b>0,0001</b> a,b,c,f,i,k,l,n,o,p,r,s,t,v,y	<b>0,0001</b> d,f,i,l,n,p,r,t,u,v,y	<b>0,0001</b> d,f,p,r,t	<b>0,0001</b> d,f,i,l,r,t	

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, GP-BC; b, GP-SB; c, GP-CS; d, GP-IE; e, GP-VM; f, GP-IL; g, BC-SB; h, BC-CS; i, BC-IE; k, BC-VM; l, BC-IL; m, SB-CS; n, SB-IE; o, SB-VM; p, SB-IL; r, CS-IE; s, CS-VM; t, CS-IL; u, IE-VM; v, IE-IL; y, VM-IL arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.



**Şekil 4.2.** Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60)  $R_a$  grafikleri. **A.** GC Gradia Plus, GP, **B.** Brilliant Crios Coltene, BC, **C.** Shofu Blok HC, SB, **D.** GC Cerasmart 270, CS, **E.** IPS Empress CAD, IE **F.** VITA Mark II, VM **G.** GC Initial LiSi, IL

Tablo 4.3 ve Şekil 4.2'ye göre en yüksek  $R_a$  değeri E solüsyonunda, en düşük  $R_a$  değeri H solüsyonlarında görüldü.

D solüsyonunda beklenen farklı materyallerin  $R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. ve 60. günlerde IL materyali ile GP, BC, CS ve VM materyalleri arasında görüldü. 60. günde, D solüsyonunda en yüksek  $R_a$  değeri IL materyalinde, en düşük  $R_a$  değeri CS materyalinde tespit edildi.

S solüsyonunda beklenen farklı materyallerin  $R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu



anlamlılık, 12. günde IE materyali ile GP, BC ve CS materyalleri arasında, VM materyali ile GP, BC ve CS materyalleri arasında ve IL materyali ile GP, BC, SB, CS, IE ve VM materyalleri arasında, 60. günde BC materyali ile IE materyali arasında ve IL materyali ile GP, SB, CS, IE ve VM materyalleri arasında görüldü. 60. günde, S solüsyonunda en yüksek  $R_a$  değeri IL materyalinde, en düşük  $R_a$  değeri BC materyalinde tespit edildi.

E solüsyonunda beklenen farklı materyallerin  $R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde IE materyali ile BC ve CS materyalleri arasında, VM materyali ile GP, BC ve CS materyalleri arasında ve IL materyali ile GP, BC, SB, CS, IE ve VM materyalleri arasında, 60. günde GP materyali ile BC, SB ve BC materyalleri arasında, IE materyali ile BC, SB ve CS materyalleri arasında, VM materyali ile BC, SB ve CS materyalleri arasında ve IL materyali ile GP, BC, SB, CS, IE ve VM materyalleri arasında görüldü. 60. günde, E solüsyonunda en yüksek  $R_a$  değeri IL materyalinde, en düşük  $R_a$  değeri BC materyalinde tespit edildi.

H solüsyonunda beklenen farklı materyallerin  $R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde IL materyali ile GP, SB ve CS materyalleri arasında, IE materyali ile GP ve CS materyalleri arasında, 60. günde IL ve IE materyalleri ile GP, BC ve CS materyalleri arasında görüldü. 60. günde, D solüsyonunda en yüksek  $R_a$  değeri IL materyalinde, en düşük  $R_a$  değeri CS materyalinde tespit edildi.

Solüsyonlara göre zaman içinde elde edilen  $\Delta R_a$  değerlerinin aritmetik ortalama, standart sapma, medyan ve anlamlılık değerleri Tablo 4.4'te sunuldu.

Tablo 4.4'e göre en yüksek  $\Delta R_a$  E solüsyonunda, en düşük  $\Delta R_a$  H solüsyonunda görüldü.

D solüsyonunda beklenen farklı materyallerin  $\Delta R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,273$ ;  $p=0,582$ ;  $p=0,078$ ) bulundu. 60. günde, D solüsyonunda en yüksek  $\Delta R_a$  IL materyalinde, en düşük  $\Delta R_a$  BC materyalinde tespit edildi.

**Tablo 4.4.** Solüsyona göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında  $\Delta R_a$  incelemesi

Solüsyon		D			S			E			H		
Materyal	Zaman	T0-T12	T12-T60	T0-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T60
	$\Delta R_a$												
GP	AO±SS	-0,01±0,03	-0,04±0,07	-0,05±0,06	-0,03±0,03	-0,1±0,06	-0,12±0,05	-0,01±0,02	-0,18±0,08	-0,19±0,07	-0,01±0,02	-0,03±0,03	-0,04±0,05
	Ortanca	-0,01	-0,05	-0,06	-0,03	-0,1	-0,12	0	-0,15	-0,18	-0,02	-0,02	-0,02
	(min-max)	(-0,04-0,01)	(-0,08-0,02)	(-0,11-0,01)	(-0,06-0,01)	(-0,15--0,07)	(-0,18--0,08)	(-0,03-0,01)	(-0,26--0,13)	(-0,26--0,15)	(-0,03-0)	(-0,06-0)	(-0,09--0,02)
BC	AO±SS	-0,01±0,02	-0,02±0,02	-0,03±0,02	-0,01±0,02	-0,01±0,03	-0,02±0,03	0±0,03	-0,02±0,02	-0,02±0,04	-0,04±0,02	0,01±0,02	-0,03±0,01
	Ortanca	-0,02	-0,03	-0,03	-0,01	0,01	-0,02	0,01	-0,02	-0,02	-0,05	0,02	-0,03
	(min-max)	(-0,03-0,01)	(-0,03-0)	(-0,05--0,02)	(-0,02--0,01)	(-0,03-0,02)	(-0,04-0,01)	(-0,03-0,03)	(-0,04--0,01)	(-0,06-0,01)	(-0,05--0,02)	(-0,02-0,02)	(-0,03--0,02)
SB	AO±SS	-0,03±0,02	-0,01±0,03	-0,03±0,03	-0,02±0,02	-0,01±0,03	-0,03±0,03	-0,01±0,02	-0,01±0,03	-0,02±0,04	0,01±0,09	-0,04±0,03	-0,03±0,08
	Ortanca	-0,03	-0,02	-0,04	-0,02	-0,02	-0,03	0	-0,02	-0,01	0,05	-0,04	0,01
	(min-max)	(-0,04--0,01)	(-0,04-0,01)	(-0,06--0,02)	(-0,04-0)	(-0,04-0,02)	(-0,06--0,02)	(-0,03-0,01)	(-0,03-0,01)	(-0,06-0,01)	(-0,06-0,07)	(-0,04--0,02)	(-0,1-0,03)
CS	AO±SS	-0,02±0,02	-0,01±0,02	-0,03±0,03	-0,01±0,02	-0,04±0,03	-0,05±0,03	-0,01±0,02	-0,02±0,02	-0,03±0,02	0±0,03	-0,01±0,02	-0,01±0,03
	Ortanca	-0,02	-0,01	-0,02	-0,02	-0,04	-0,04	-0,01	-0,03	-0,04	-0,01	-0,01	-0,01
	(min-max)	(-0,05-0)	(-0,02-0)	(-0,06-0,01)	(-0,03-0,01)	(-0,07--0,01)	(-0,08--0,03)	(-0,03-0,01)	(-0,04-0)	(-0,06--0,01)	(-0,03-0,02)	(-0,02-0,02)	(-0,04-0,02)
IE	AO±SS	-0,01±0,03	-0,05±0,08	-0,06±0,08	-0,03±0,03	-0,05±0,06	-0,07±0,07	-0,03±0,05	-0,06±0,07	-0,09±0,08	-0,03±0,07	-0,07±0,14	-0,11±0,16
	Ortanca	-0,01	-0,03	-0,04	-0,02	-0,05	-0,08	-0,01	-0,05	-0,1	-0,04	-0,07	-0,1
	(min-max)	(-0,03-0,02)	(-0,12-0,01)	(-0,1--0,03)	(-0,04--0,01)	(-0,08-0,01)	(-0,12--0,02)	(-0,08-0)	(-0,09--0,01)	(-0,13--0,01)	(-0,09--0,02)	(-0,18-0,01)	(-0,27-0,04)
VM	AO±SS	-0,03±0,07	-0,02±0,06	-0,05±0,05	-0,08±0,04	-0,03±0,03	-0,11±0,04	-0,07±0,06	-0,04±0,04	-0,11±0,08	-0,02±0,03	-0,03±0,04	-0,05±0,05
	Ortanca	-0,01	-0,04	-0,05	-0,09	-0,03	-0,12	-0,08	-0,04	-0,14	-0,01	-0,03	-0,06
	(min-max)	(-0,09-0,02)	(-0,07-0,04)	(-0,1--0,01)	(-0,11--0,05)	(-0,06--0,01)	(-0,15--0,07)	(-0,12--0,01)	(-0,08-0)	(-0,18--0,03)	(-0,04-0)	(-0,07-0,01)	(-0,09-0,01)
IL	AO±SS	-0,11±0,21	-0,02±0,16	-0,13±0,14	-0,03±0,09	-0,12±0,2	-0,15±0,25	-0,07±0,07	-0,1±0,15	-0,16±0,17	0,1±0,16	-0,16±0,13	-0,06±0,12
	Ortanca	0	-0,08	-0,09	-0,02	-0,07	-0,1	-0,06	-0,07	-0,12	0,12	-0,12	-0,03
	(min-max)	(-0,31-0,06)	(-0,15-0,15)	(-0,11--0,06)	(-0,05--0,01)	(-0,31-0,06)	(-0,4-0,05)	(-0,13--0,01)	(-0,21--0,03)	(-0,33--0,05)	(-0,06-0,23)	(-0,3--0,05)	(-0,19-0,02)
	<i>p</i>	0,273	0,582	0,078	<b>0,039</b> k	0,087	0,097	0,066	<b>0,0001</b> a,b,c,d,f	<b>0,0001</b> a,b,c,l,p	<b>0,016</b> l,v	<b>0,002</b> l,t	0,486

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, GP-BC; b, GP-SB; c, GP-CS; d, GP-IE; e, GP-VM; f, GP-IL; g, BC-SB; h, BC-CS; i, BC-IE; k, BC-VM; l, BC-IL; m, SB-CS; n, SB-IE; o, SB-VM; p, SB-IL; r, CS-IE; s, CS-VM; t, CS-IL; u, IE-VM; v, IE-IL; y, VM-IL arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.

S solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin  $\Delta R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamlıyken ( $p=0,039$ ), T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,087$ ;  $p=0,097$ ) bulundu. Bu anlamlılık, BC ile VM materyalleri arasında görüldü. 60. günde, S solüsyonunda en yüksek  $\Delta R_a$  IL, en düşük  $\Delta R_a$  BC materyalinde tespit edildi.

E solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin  $\Delta R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamsızken ( $p=0,066$ ), T12-T60 ve T0-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T12-T60 zaman aralığında GP materyali ile SB, BC, CS, IE ve IL materyalleri arasında, T0-T60 zaman aralığında GP materyali ile SB, BC ve CS materyalleri ve IL materyali ile BC ve SB materyalleri arasında görüldü. 60. günde, E solüsyonunda en yüksek  $\Delta R_a$  IL, en düşük  $\Delta R_a$  BC materyalinde tespit edildi.

H solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin  $\Delta R_a$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamlıyken ( $p=0,0161$ ;  $p=0,0021$ ), T0-T60 zaman aralığında anlamsız ( $p=0,486$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında IE ve IL materyalleri arasında, T12-T60 zaman aralığında IL materyali ile BC ve CS materyalleri arasında görüldü. 60. günde, H solüsyonunda en yüksek  $\Delta R_a$  IE, en düşük  $\Delta R_a$  CS materyalinde tespit edildi.

## **4.2. Renk Değişim Bulguları**

### **4.2.1. Spektrofotometre ile Renk Analizi Sonrası Renk Değişim Bulguları**

Çalışmada GP, BC, SB, CS, IE, VM ve IL materyallerinin D, S, E ve H solüsyonlarında başlangıç (T0), 12. (T12) ve 60. (T60) günlerde spektrofotometre ile renk değerleri ölçülerek, elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

#### **4.2.1.1 Materyallere Göre Renk Değişim Bulguları**

Materyallere göre zaman içinde elde edilen renk değişim değerlerinin ( $\Delta E_{00}$ ) aritmetik ortalama, standart sapma ve anlamlılık değerleri Tablo 4.5'te renk değişim grafiği ise Şekil 4.3'te sunuldu.

**Tablo 4.5.** Materyale göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında spektrofotometre ile elde edilen  $\Delta E_{00}$  incelemesi

Materyal	Solüsyon	$\Delta E_{00}$	T0-T12	T12-T60
GP	D	AO±SS	0,92±0,49	1,58±0,8
		Ortanca	0,74	1,43
		(min-max)	(0,61-1,18)	(1,04-1,78)
	S	AO±SS	1,32±0,78	4,65±0,95
		Ortanca	1,08	4,4
		(min-max)	(0,68-2,22)	(3,86-5,53)
	E	AO±SS	3,64±2,88	4,7±2,77
		Ortanca	2,23	3,83
		(min-max)	(1,79-4,77)	(3,6-4,04)
	H	AO±SS	1,37±0,74	0,4±0,17
		Ortanca	1,4	0,43
		(min-max)	(0,68-2,13)	(0,22-0,57)
	<i>p</i>	<b>0,008 b</b>	<b>0,0001 a,e,f</b>	
BC	D	AO±SS	0,51±0,07	0,42±0,07
		Ortanca	0,54	0,44
		(min-max)	(0,42-0,55)	(0,37-0,49)
	S	AO±SS	0,55±0,09	0,5±0,11
		Ortanca	0,53	0,51
		(min-max)	(0,47-0,64)	(0,37-0,62)
	E	AO±SS	0,49±0,16	0,5±0,23
		Ortanca	0,49	0,44
		(min-max)	(0,39-0,65)	(0,35-0,58)
	H	AO±SS	0,51±0,22	0,29±0,24
		Ortanca	0,6	0,24
		(min-max)	(0,3-0,63)	(0,13-0,34)
	<i>p</i>	0,572	<b>0,021 e</b>	
SB	D	AO±SS	0,35±0,11	0,24±0,05
		Ortanca	0,35	0,23
		(min-max)	(0,25-0,4)	(0,2-0,28)
	S	AO±SS	0,29±0,09	0,26±0,05
		Ortanca	0,29	0,26
		(min-max)	(0,21-0,36)	(0,22-0,3)
	E	AO±SS	2,73±2,43	0,86±0,77
		Ortanca	2,55	0,59
		(min-max)	(0,45-5,11)	(0,24-1,68)
	H	AO±SS	4,55±4,48	0,35±0,2
		Ortanca	4,97	0,29
		(min-max)	(0,58-5,54)	(0,19-0,48)
	<i>p</i>	<b>0,001 c,d,e</b>	0,075	
CS	D	AO±SS	1,02±0,7	0,65±0,25
		Ortanca	0,66	0,57
		(min-max)	(0,45-1,85)	(0,46-0,78)
	S	AO±SS	0,58±0,25	1,48±0,41
		Ortanca	0,63	1,43
		(min-max)	(0,35-0,8)	(1,16-1,66)
	E	AO±SS	0,77±0,49	0,48±0,16
		Ortanca	0,68	0,44
		(min-max)	(0,43-0,82)	(0,38-0,62)
	H	AO±SS	0,55±0,39	0,51±0,1
		Ortanca	0,4	0,54
		(min-max)	(0,34-0,66)	(0,43-0,6)
	<i>p</i>	0,279	<b>0,0001 a,d,e</b>	

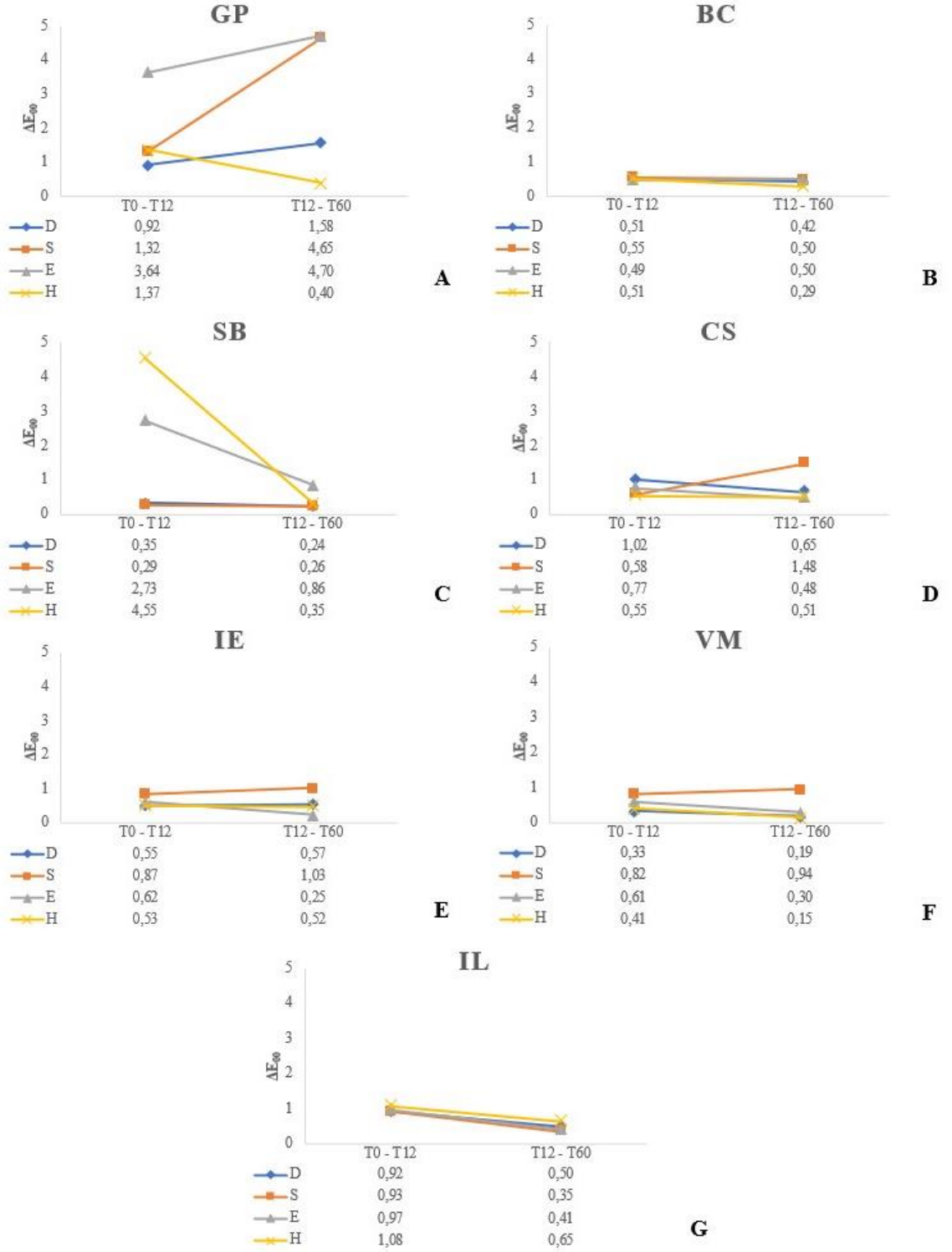
**Tablo 4.5. devam** Materyale göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında spektrofotometre ile elde edilen  $\Delta E_{00}$  incelemesi

IE	D	AO±SS	0,55±0,31	0,57±0,29
		Ortanca	0,41	0,59
		(min-max)	(0,28-0,81)	(0,34-0,72)
	S	AO±SS	0,87±0,37	1,03±0,24
		Ortanca	0,82	1,01
		(min-max)	(0,55-1,1)	(0,82-1,25)
	E	AO±SS	0,62±0,44	0,25±0,08
		Ortanca	0,4	0,22
		(min-max)	(0,32-1,07)	(0,19-0,28)
	H	AO±SS	0,53±0,35	0,52±0,31
		Ortanca	0,47	0,45
		(min-max)	(0,29-0,87)	(0,28-0,83)
		<i>p</i>	0,263	0,981
VM	D	AO±SS	0,33±0,55	0,19±0,07
		Ortanca	0,12	0,18
		(min-max)	(0,06-0,36)	(0,15-0,21)
	S	AO±SS	0,82±0,18	0,94±0,15
		Ortanca	0,74	0,92
		(min-max)	(0,71-0,9)	(0,8-1,07)
	E	AO±SS	0,61±0,37	0,3±0,23
		Ortanca	0,52	0,24
		(min-max)	(0,28-0,98)	(0,18-0,3)
	H	AO±SS	0,41±0,6	0,15±0,11
		Ortanca	0,19	0,13
		(min-max)	(0,14-0,43)	(0,06-0,2)
		<i>p</i>	<b>0,007 a</b>	<b>0,0001 a,e</b>
IL	D	AO±SS	0,92±0,52	0,5±0,35
		Ortanca	0,72	0,47
		(min-max)	(0,5-1,47)	(0,24-0,62)
	S	AO±SS	0,93±0,4	0,35±0,14
		Ortanca	0,75	0,39
		(min-max)	(0,63-1,37)	(0,21-0,46)
	E	AO±SS	0,97±0,27	0,41±0,11
		Ortanca	0,9	0,43
		(min-max)	(0,79-1,26)	(0,3-0,5)
	H	AO±SS	1,08±0,42	0,65±0,28
		Ortanca	0,86	0,72
		(min-max)	(0,82-1,54)	(0,34-0,89)
		<i>p</i>	0,85	0,102

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; **a**, D-S; **b**, D-E; **c**, D-H; **d**, S-E; **e**, S-H; **f**, E-H solüsyonları arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.

Tablo 4.5 ve Şekil 4.3'e göre  $\Delta E_{00}$  değeri en yüksek materyal GP iken, en düşük materyal VM olarak tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen GP materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,008$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında D ile E solüsyonu arasında, T12-T60 zaman aralığında D solüsyonu ile S, H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, GP materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  E, en düşük  $\Delta E_{00}$  H solüsyonunda elde edildi.



**Şekil 4.3.** Materyale göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında spektrofotometre ile elde edilen  $\Delta E_{00}$  grafikleri. **A.** GC Gradia Plus, GP, **B.** Brilliant Crios Coltene, BC, **C.** Shofu Blok HC, SB, **D.** GC Cerasmart 270, CS, **E.** IPS Empress CAD, IE **F.** VITA Mark II, VM **G.** GC Initial LiSi, IL

Farklı solüsyonlarda bekletilen BC materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamsızken ( $p=0,572$ ), T12-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,021$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T12-T60 zaman aralığında S ile H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, BC materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  S, en düşük  $\Delta E_{00}$  H solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen SB materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamlıyken ( $p=0,001$ ), T12-T60 zaman aralığında anlamsız ( $p=0,075$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında D solüsyonu ile H, S solüsyonu ile H ve E solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, SB materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  H, en düşük  $\Delta E_{00}$  S solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen CS materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamsızken ( $p=0,279$ ), T12-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T12-T60 zaman aralığında D solüsyonu ile S, S solüsyonu ile E ve H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, CS materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  S, en düşük  $\Delta E_{00}$  H solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen IE materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,263$ ;  $p=0,981$ ) bulundu. 60. günde, IE materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  S, en düşük  $\Delta E_{00}$  E solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen VM materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,007$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında D ile S solüsyonları arasında, T12-T60 zaman aralığında D solüsyonu ile S ve H solüsyonu ile S solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, VM materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  S, en düşük  $\Delta E_{00}$  D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen IL materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,850$ ;  $p=0,102$ ) bulundu. 60. günde, IL materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  H, en düşük  $\Delta E_{00}$  S solüsyonunda tespit edildi.

#### 4.2.1.2. Solüsyonlara Göre Renk Değişim Bulguları

Solüsyonlara göre zaman içinde elde edilen renk değişim değerlerinin ( $\Delta E_{00}$ ) aritmetik ortalama, standart sapma ve anlamlılık değerleri Tablo 4.6.'da  $\Delta E_{00}$  grafiği ise Şekil 4.4'te sunuldu.

Tablo 4.6 ve Şekil 4.4'e göre  $\Delta E_{00}$  değerinin en yüksek bulunduğu solüsyon E iken, en düşük bulunduğu solüsyon D olarak tespit edildi.

D solüsyonunda beklenen farklı materyallerdeki  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında VM ile GP, SB ve IL materyalleri arasında, T12-T60 zaman aralığında VM ile CS ve IL materyalleri arasında görüldü. 60. günde, D solüsyonunda en yüksek  $\Delta E_{00}$  GP, en düşük  $\Delta E_{00}$  VM materyalinde tespit edildi.

S solüsyonunda beklenen farklı materyallerdeki  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında GP materyali ile SB ve VM materyalleri arasında ve VM materyali ile CS ve IL materyalleri arasında, T12-T60 zaman aralığında GP materyali ile BC, SB, CS, IE, VM ve IL materyalleri arasında görüldü. 60. günde, S solüsyonunda en yüksek  $\Delta E_{00}$  GP, en düşük  $\Delta E_{00}$  SB materyalinde tespit edildi.

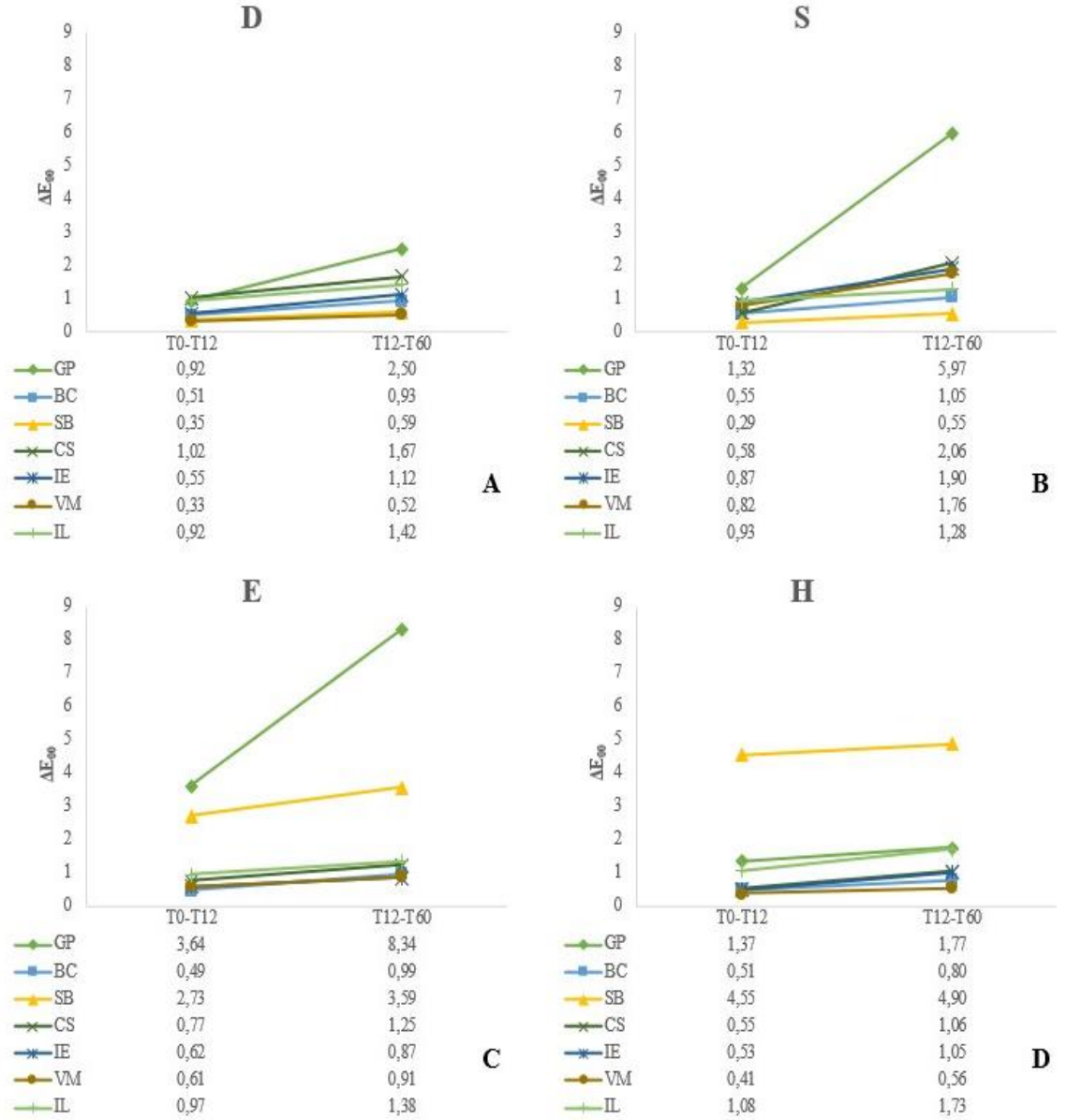
E solüsyonunda beklenen farklı materyallerdeki  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında GP materyali ile BC, IE ve VM materyalleri arasında, T12-T60 zaman aralığında GP materyali ile IE ve VM materyalleri arasında görüldü. 60. günde, E solüsyonunda en yüksek  $\Delta E_{00}$  GP, en düşük  $\Delta E_{00}$  VM materyalinde tespit edildi.



**Tablo 4.6.** Solüsyona göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında spektrofotometre ile elde edilen  $\Delta E_{00}$  incelemesi

Solüsyon		D		S		E		H	
Materyal	Zaman	T0-T12	T12-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T12	T12-T60
	$\Delta E_{00}$								
GP	AO±SS	0,92±0,49	1,58±0,8	1,32±0,78	4,65±0,95	3,64±2,88	4,7±2,77	1,37±0,74	0,4±0,17
	Ortanca	0,74	1,43	1,08	4,4	2,23	3,83	1,4	0,43
	(min-max)	(0,61-1,18)	(1,04-1,78)	(0,68-2,22)	(3,86-5,53)	(1,79-4,77)	(3,6-4,04)	(0,68-2,13)	(0,22-0,57)
BC	AO±SS	0,51±0,07	0,42±0,07	0,55±0,09	0,5±0,11	0,49±0,16	0,5±0,23	0,51±0,22	0,29±0,24
	Ortanca	0,54	0,44	0,53	0,51	0,49	0,44	0,6	0,24
	(min-max)	(0,42-0,55)	(0,37-0,49)	(0,47-0,64)	(0,37-0,62)	(0,39-0,65)	(0,35-0,58)	(0,3-0,63)	(0,13-0,34)
SB	AO±SS	0,35±0,11	0,24±0,05	0,29±0,09	0,26±0,05	2,73±2,43	0,86±0,77	4,55±4,48	0,35±0,2
	Ortanca	0,35	0,23	0,29	0,26	2,55	0,59	4,97	0,29
	(min-max)	(0,25-0,4)	(0,2-0,28)	(0,21-0,36)	(0,22-0,3)	(0,45-5,11)	(0,24-1,68)	(0,58-5,54)	(0,19-0,48)
CS	AO±SS	1,02±0,7	0,65±0,25	0,58±0,25	1,48±0,41	0,77±0,49	0,48±0,16	0,55±0,39	0,51±0,1
	Ortanca	0,66	0,57	0,63	1,43	0,68	0,44	0,4	0,54
	(min-max)	(0,45-1,85)	(0,46-0,78)	(0,35-0,8)	(1,16-1,66)	(0,43-0,82)	(0,38-0,62)	(0,34-0,66)	(0,43-0,6)
IE	AO±SS	0,55±0,31	0,57±0,29	0,87±0,37	1,03±0,24	0,62±0,44	0,25±0,08	0,53±0,35	0,52±0,31
	Ortanca	0,41	0,59	0,82	1,01	0,4	0,22	0,47	0,45
	(min-max)	(0,28-0,81)	(0,34-0,72)	(0,55-1,1)	(0,82-1,25)	(0,32-1,07)	(0,19-0,28)	(0,29-0,87)	(0,28-0,83)
VM	AO±SS	0,33±0,55	0,19±0,07	0,82±0,18	0,94±0,15	0,61±0,37	0,3±0,23	0,41±0,6	0,15±0,11
	Ortanca	0,12	0,18	0,74	0,92	0,52	0,24	0,19	0,13
	(min-max)	(0,06-0,36)	(0,15-0,21)	(0,71-0,9)	(0,8-1,07)	(0,28-0,98)	(0,18-0,3)	(0,14-0,43)	(0,06-0,2)
IL	AO±SS	0,92±0,52	0,50±0,35	0,93±0,4	0,35±0,14	0,97±0,27	0,41±0,11	1,08±0,42	0,65±0,28
	Ortanca	0,72	0,47	0,75	0,39	0,9	0,43	0,86	0,72
	(min-max)	(0,5-1,47)	(0,24-0,62)	(0,63-1,37)	(0,21-0,46)	(0,79-1,26)	(0,3-0,5)	(0,82-1,54)	(0,34-0,89)
<i>p</i>		<b>0,0001</b> b,e,s,y	<b>0,0001</b> a,b,c,d,e,f	<b>0,0001</b> b,n,o,p	<b>0,0001</b> a,b,c,d,e,f,h,m,t,v	<b>0,001</b> a,d,e	<b>0,0001</b> d,e	<b>0,001</b> e,o,y	<b>0,001</b> s,y

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, GP-BC; b, GP-SB; c, GP-CS; d, GP-IE; e, GP-VM; f, GP-IL; g, BC-SB; h, BC-CS; i, BC-IE; k, BC-VM; l, BC-IL; m, SB-CS; n, SB-IE; o, SB-VM; p, SB-IL; r, CS-IE; s, CS-VM; t, CS-IL; u, IE-VM; v, IE-IL; y, VM-IL arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.



**Şekil 4.4.** Solüsyona göre, spektrofotometre ile elde edilen T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarına ait  $\Delta E_{00}$  grafikleri. **A.** Distile su, **D.** Sitrik asit, **S.** Ethanol, **E.** Heptane, **H.**

H solüsyonunda bekletilen farklı materyallerdeki  $\Delta E_{00}$  değerleri istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında ( $p=0,001$ ;  $p=0,001$ ) anlamlı bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında VM materyali ile GP, SB ve IL materyalleri arasında, T12-T60 zaman aralığında VM materyali ile CS ve IL materyalleri arasında görüldü. 60. günde, H solüsyonunda en yüksek  $\Delta E_{00}$  SB, en düşük  $\Delta E_{00}$  VM materyalinde tespit edildi.

#### 4.2.2. Dijital Fotoğraf Makinesi ile Renk Analizi Sonrası Renk Değişim Bulguları

Çalışmada GP, BC, SB, CS, IE, VM ve IL materyallerinin D, S, E ve H solüsyonlarında başlangıç (T0), 12. (T12) ve 60. (T60) günlerde dijital fotoğraf makinesi ile alınan görüntülerden renk değerleri ölçülerek, elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

##### 4.2.2.1. Materyallere Göre Renk Değişim Bulguları

Materyallere göre zaman içinde elde edilen renk değişim değerlerinin ( $\Delta E_{00}$ ) aritmetik ortalama, standart sapma ve anlamlılık değerleri Tablo 4.7.'de  $\Delta E_{00}$  grafiği ise Şekil 4.5'te sunuldu.

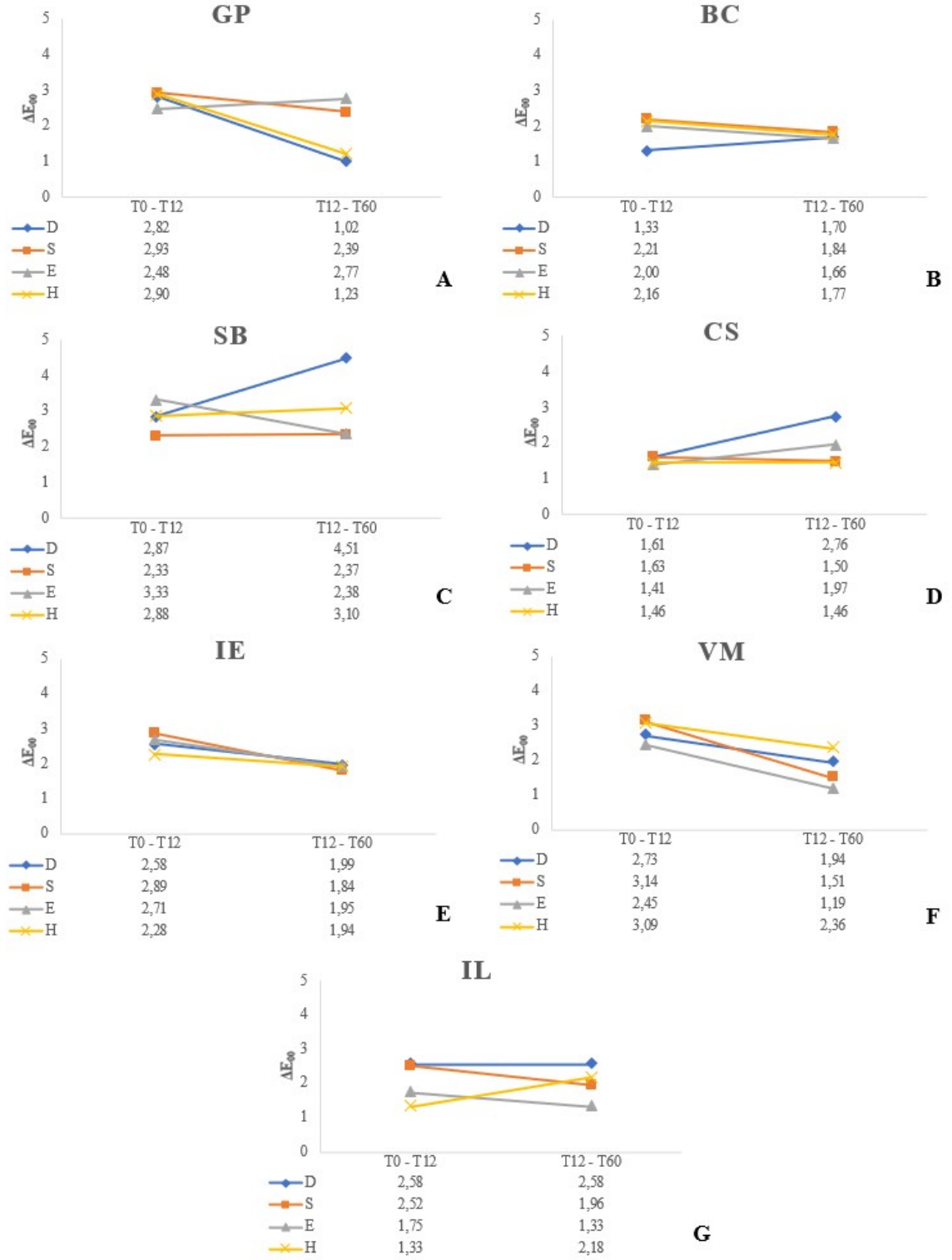
**Tablo 4.7.** Materyale göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında dijital fotoğraf makinesi ile elde edile  $\Delta E_{00}$  incelemesi

Materyal	Solüsyon	$\Delta E_{00}$	T0-T12	T12-T60
GP	D	AO±SS	2,82±0,83	1,02±0,66
		Ortanca	2,88	1,03
		(min-max)	(2,42-3,5)	(0,46-1,61)
	S	AO±SS	2,93±0,43	2,39±0,59
		Ortanca	2,82	2,35
		(min-max)	(2,56-3,42)	(2,28-2,48)
	E	AO±SS	2,48±1,03	2,77±1,45
		Ortanca	2,63	3,02
		(min-max)	(1,51-3,47)	(1,17-3,79)
	H	AO±SS	2,9±0,64	1,23±0,85
		Ortanca	2,7	1,19
		(min-max)	(2,32-3,6)	(0,38-2,16)
	<i>p</i>	0,63	0,002 a,b,f	
BC	D	AO±SS	1,33±0,47	1,7±0,71
		Ortanca	1,26	1,6
		(min-max)	(1,02-1,47)	(1,09-2,46)
	S	AO±SS	2,21±0,69	1,84±0,98
		Ortanca	2,19	1,72
		(min-max)	(1,53-2,88)	(1-2,27)
	E	AO±SS	2±1,14	1,66±1,04
		Ortanca	1,74	1,27
		(min-max)	(1,21-2,74)	(0,71-2,78)
	H	AO±SS	2,16±1,38	1,77±0,95
		Ortanca	2,29	1,64
		(min-max)	(0,84-3)	(1,32-2,51)
	<i>p</i>	0,271	0,981	
SB	D	AO±SS	2,87±0,66	4,51±1,97
		Ortanca	2,83	3,67
		(min-max)	(2,69-3,44)	(2,85-6,79)
	S	AO±SS	2,33±1,44	2,37±0,44
		Ortanca	1,84	2,51
		(min-max)	(1,39-3,91)	(1,9-2,69)
	E	AO±SS	3,33±1,04	2,38±1,44
		Ortanca	3,44	2,1
		(min-max)	(2,49-4,13)	(1,07-3,84)
	H	AO±SS	2,88±1,06	3,1±0,9
		Ortanca	2,74	2,98
		(min-max)	(2,05-3,78)	(2,28-3,84)
	<i>p</i>	0,387	0,023 b	

**Tablo 4.7. devam** Materyale göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında dijital fotoğraf makinesi ile elde edile  $\Delta E_{00}$  incelemesi

CS	D	AO±SS	1,61±0,89	2,76±1,06
		Ortanca	1,46	2,88
		(min-max)	(0,82-2,54)	(1,77-3,49)
	S	AO±SS	1,63±0,88	1,5±0,33
		Ortanca	2,02	1,36
		(min-max)	(0,68-2,13)	(1,3-1,64)
	E	AO±SS	1,41±0,66	1,97±0,92
		Ortanca	1,38	1,68
		(min-max)	(0,97-1,74)	(1,25-2,84)
	H	AO±SS	1,46±0,64	1,46±0,91
		Ortanca	1,42	1,47
		(min-max)	(0,85-2,04)	(0,58-2,31)
<i>p</i>			0,944	0,058
IE	D	AO±SS	2,58±1,35	1,99±0,7
		Ortanca	2,18	1,94
		(min-max)	(1,35-4,06)	(1,31-2,68)
	S	AO±SS	2,89±1,32	1,84±0,77
		Ortanca	3,01	1,61
		(min-max)	(1,84-3,86)	(1,45-2,27)
	E	AO±SS	2,71±1,18	1,95±0,51
		Ortanca	2,84	2
		(min-max)	(1,76-3,33)	(1,6-2,4)
	H	AO±SS	2,28±0,73	1,94±0,86
		Ortanca	2,07	1,91
		(min-max)	(1,85-2,7)	(1,2-2,77)
<i>p</i>			0,763	0,943
VM	D	AO±SS	2,73±0,99	1,94±0,8
		Ortanca	2,71	1,95
		(min-max)	(1,9-3,22)	(1,23-2,48)
	S	AO±SS	3,14±0,32	1,51±0,95
		Ortanca	3,07	1,79
		(min-max)	(2,91-3,49)	(0,53-2,26)
	E	AO±SS	2,45±0,81	1,19±0,54
		Ortanca	2,67	1,2
		(min-max)	(1,57-2,91)	(0,72-1,4)
	H	AO±SS	3,09±1,69	2,36±1,2
		Ortanca	2,59	2,51
		(min-max)	(1,65-4,58)	(1,58-2,95)
<i>p</i>			0,543	0,079
IL	D	AO±SS	2,58±0,71	2,58±1,01
		Ortanca	2,7	2,71
		(min-max)	(2,11-3,1)	(1,67-3,1)
	S	AO±SS	2,52±0,79	1,96±1,36
		Ortanca	2,43	2,06
		(min-max)	(1,88-3,11)	(0,54-3,24)
	E	AO±SS	1,75±0,89	1,33±0,67
		Ortanca	1,69	1,28
		(min-max)	(0,96-2,44)	(0,73-1,98)
	H	AO±SS	3,27±3,24	2,18±1,78
		Ortanca	2,84	1,51
		(min-max)	(1-3,51)	(1,12-2,62)
<i>p</i>			0,255	0,179

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, D-S; b, D-E; c, D-H; d, S-E; e, S-H; f, E-H solüsyonları arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.



**Şekil 4.5.** Materyale göre, dijital fotoğraf makinesi ile elde edilen T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarına ait  $\Delta E_{00}$  grafikleri. **A.** GC Gradia Plus, GP, **B.** Brilliant Crios Coltene, BC, **C.** Shofu Blok HC, SB, **D.** GC Cerasmart 270, CS, **E.** IPS Empress CAD, IE, **F.** VITA Mark II, VM **G.** GC Initial LiSi, IL.

Tablo 4.7 ve Şekil 4.5'e göre  $\Delta E_{00}$  değeri en yüksek materyal SB iken en düşük materyal CS olarak tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen GP materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamsızken ( $p=0,630$ ), T12-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,002$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T12-T60 zaman aralığında D solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında ve E ile H solüsyonu arasında görüldü. 60. günde, GP materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  S, en düşük  $\Delta E_{00}$  D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen BC materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,271$ ;  $p=0,981$ ) bulundu. 60. günde, BC materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  S, en düşük  $\Delta E_{00}$  D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen SB materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamsızken ( $p=0,387$ ), T12-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,023$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T12-T60 zaman aralığında D ile E solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, SB materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  D, en düşük  $\Delta E_{00}$  S solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen CS materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,944$ ;  $p=0,058$ ) bulundu. 60. günde, CS materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  D, en düşük  $\Delta E_{00}$  H solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen IE materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,763$ ,  $p=0,943$ ) bulundu. 60. günde, IE materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  S, en düşük  $\Delta E_{00}$  H solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen VM materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,543$ ;  $p=0,079$ ) bulundu. 60. günde, VM materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  D, en düşük  $\Delta E_{00}$  E solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen IL materyalinden elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,255$ ;  $p=0,179$ ) bulundu. 60. günde, IL materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  D, en düşük  $\Delta E_{00}$  E solüsyonunda tespit edildi.

#### 4.2.2.2 Solüsyonlara Göre Renk Değişim Bulguları

Solüsyonlara göre zaman içinde elde edilen renk değişim değerlerinin ( $\Delta E_{00}$ ) aritmetik ortalama, standart sapma ve anlamlılık değerleri Tablo 4.8.'de  $\Delta E_{00}$  grafiği ise Şekil 4.6'da sunuldu.

Tablo 4.8 ve Şekil 4.6'ya göre  $\Delta E_{00}$  değerinin en yüksek bulunduğu solüsyon D iken, en düşük bulunduğu solüsyon H olarak tespit edildi.

D solüsyonunda bekletilen farklı materyallerdeki  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,003$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında BC ile SB materyali arasında, T12-T60 zaman aralığında GP materyali ile CS materyali arasında ve SB ile GP, BC, CS, IE, VM ve IL materyalleri arasında görüldü. 60. günde, D solüsyonunda en yüksek  $\Delta E_{00}$  SB, en düşük  $\Delta E_{00}$  BC materyalinde tespit edildi.

S solüsyonunda bekletilen farklı materyallerdeki  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,018$ ;  $p=0,048$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında CS ile VM materyali arasında, T12-T60 zaman aralığında SB ile CS materyali arasında görüldü. 60. günde, S solüsyonunda en yüksek  $\Delta E_{00}$  GP, en düşük  $\Delta E_{00}$  CS materyalinde tespit edildi.

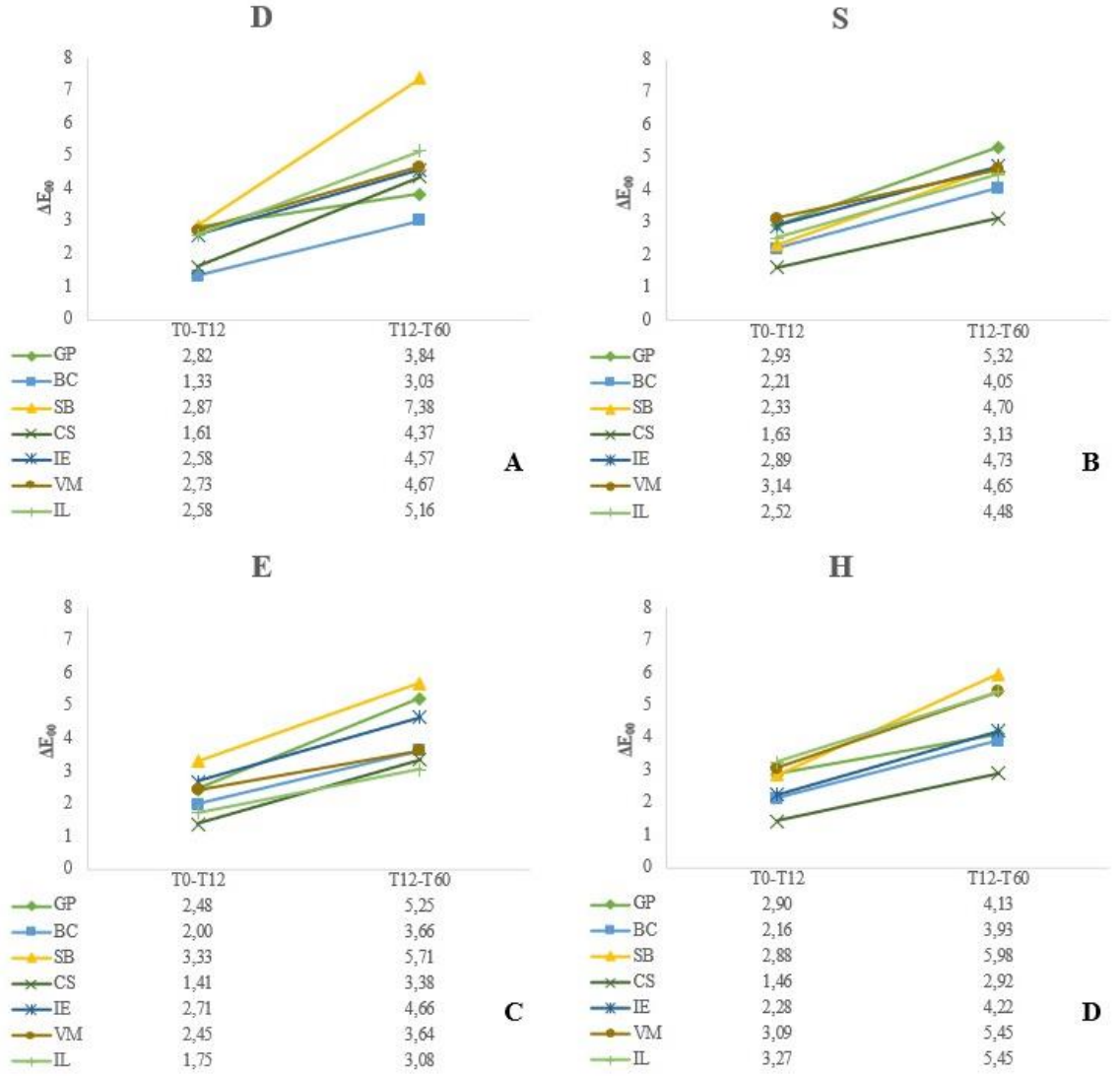
E solüsyonunda bekletilen farklı materyallerdeki  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,007$ ;  $p=0,036$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında SB ile CS ve IL materyalleri arasında, T12-T60 zaman aralığında GP ile VM materyali arasında görüldü. 60. günde, E solüsyonunda en yüksek  $\Delta E_{00}$  GP, en düşük  $\Delta E_{00}$  CS materyalinde tespit edildi.

**Tablo 4.8.** Solüsyona göre, T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında dijital fotoğraf makinesi ile elde edilen  $\Delta E_{00}$  incelemesi

Solüsyon		D		S		E		H	
Materyal	Zaman	T0-T12	T12-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T12	T12-T60
	$\Delta E_{00}$								
GP	AO±SS	2,82±0,83	1,02±0,66	2,93±0,43	2,39±0,59	2,48±1,03	2,77±1,45	2,9±0,64	1,23±0,85
	Ortanca	2,88	1,03	2,82	2,35	2,63	3,02	2,7	1,19
	(min-max)	(2,42-3,5)	(0,46-1,61)	(2,56-3,42)	(2,28-2,48)	(1,51-3,47)	(1,17-3,79)	(2,32-3,6)	(0,38-2,16)
BC	AO±SS	1,33±0,47	1,7±0,71	2,21±0,69	1,84±0,98	2±1,14	1,66±1,04	2,16±1,38	1,77±0,95
	Ortanca	1,26	1,6	2,19	1,72	1,74	1,27	2,29	1,64
	(min-max)	(1,02-1,47)	(1,09-2,46)	(1,53-2,88)	(1-2,27)	(1,21-2,74)	(0,71-2,78)	(0,84-3)	(1,32-2,51)
SB	AO±SS	2,87±0,66	4,51±1,97	2,33±1,44	2,37±0,44	3,33±1,04	2,38±1,44	2,88±1,06	3,1±0,9
	Ortanca	2,83	3,67	1,84	2,51	3,44	2,1	2,74	2,98
	(min-max)	(2,69-3,44)	(2,85-6,79)	(1,39-3,91)	(1,9-2,69)	(2,49-4,13)	(1,07-3,84)	(2,05-3,78)	(2,28-3,84)
CS	AO±SS	1,61±0,89	2,76±1,06	1,63±0,88	1,5±0,33	1,41±0,66	1,97±0,92	1,46±0,64	1,46±0,91
	Ortanca	1,46	2,88	2,02	1,36	1,38	1,68	1,42	1,47
	(min-max)	(0,82-2,54)	(1,77-3,49)	(0,68-2,13)	(1,3-1,64)	(0,97-1,74)	(1,25-2,84)	(0,85-2,04)	(0,58-2,31)
IE	AO±SS	2,58±1,35	1,99±0,7	2,89±1,32	1,84±0,77	2,71±1,18	1,95±0,51	2,28±0,73	1,94±0,86
	Ortanca	2,18	1,94	3,01	1,61	2,84	2	2,07	1,91
	(min-max)	(1,35-4,06)	(1,31-2,68)	(1,84-3,86)	(1,45-2,27)	(1,76-3,33)	(1,6-2,4)	(1,85-2,7)	(1,2-2,77)
VM	AO±SS	2,73±0,99	1,94±0,8	3,14±0,32	1,51±0,95	2,45±0,81	1,19±0,54	3,09±1,69	2,36±1,2
	Ortanca	2,71	1,95	3,07	1,79	2,67	1,2	2,59	2,51
	(min-max)	(1,9-3,22)	(1,23-2,48)	(2,91-3,49)	(0,53-2,26)	(1,57-2,91)	(0,72-1,4)	(1,65-4,58)	(1,58-2,95)
IL	AO±SS	2,58±0,71	2,58±1,01	2,52±0,79	1,96±1,36	1,75±0,89	1,33±0,67	3,27±3,24	2,18±1,78
	Ortanca	2,7	2,71	2,43	2,06	1,69	1,28	2,84	1,51
	(min-max)	(2,11-3,1)	(1,67-3,1)	(1,88-3,11)	(0,54-3,24)	(0,96-2,44)	(0,73-1,98)	(1-3,51)	(1,12-2,62)
<i>p</i>		<b>0,003</b>	<b>0,0001</b>	<b>0,018</b>	<b>0,048</b>	<b>0,007</b>	<b>0,036</b>	0,068	<b>0,022</b>
		<b>g</b>	<b>b,c,g,m,n,o,p</b>	<b>s</b>	<b>m</b>	<b>m,p</b>	<b>e</b>		<b>b</b>

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, GP-BC; b, GP-SB; c, GP-CS; d, GP-IE; e, GP-VM; f, GP-IL; g, BC-SB; h, BC-CS; i, BC-IE; k, BC-VM; l, BC-IL; m, SB-CS; n, SB-IE; o, SB-VM; p, SB-IL; r, CS-IE; s, CS-VM; t, CS-IL; u, IE-VM; v, IE-IL; y, VM-IL arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.





**Şekil 4.6.** Solüsyona göre, dijital fotoğraf makinesi ile elde edilen T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarına ait  $\Delta E_{00}$  grafikleri. **A.** Distile su, **D.** Sitrik asit, **S.** Ethanol, **E.** Heptane, **H**

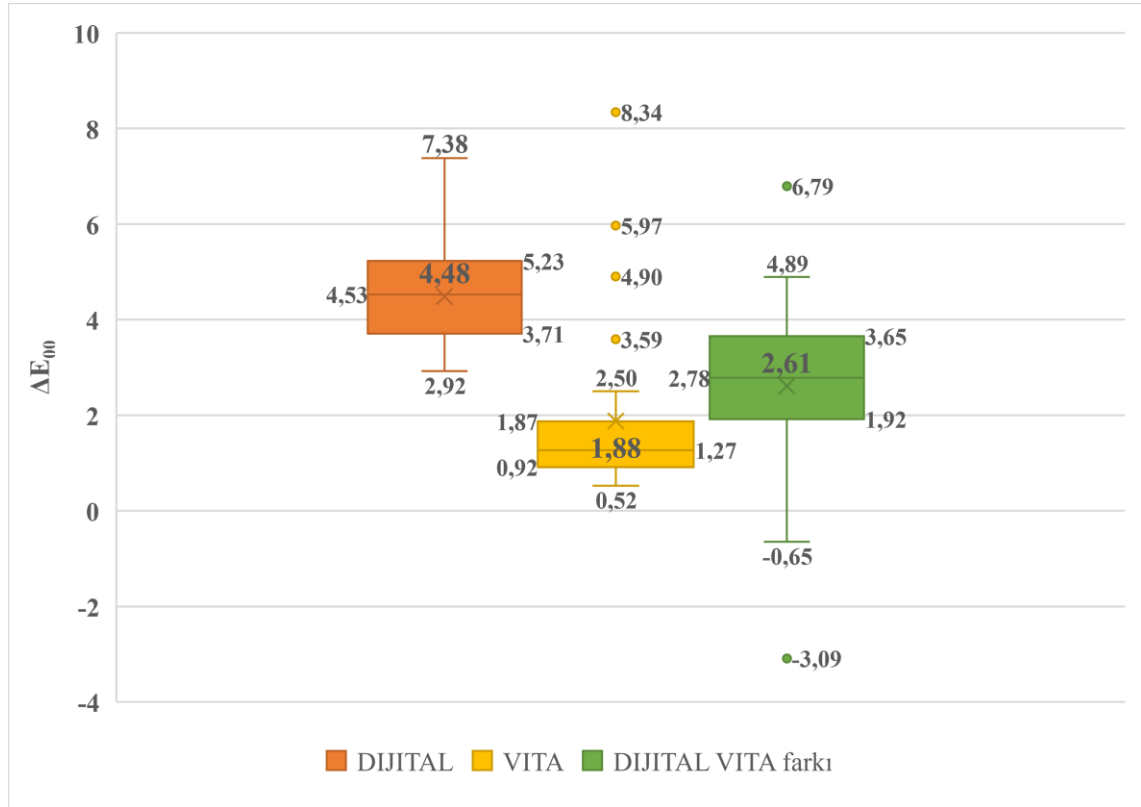
H solüsyonunda bekletilen farklı materyallerdeki  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamsızken ( $p=0,068$ ), T12-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,022$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T12-T60 zaman aralığında GP ile SB materyali arasında görüldü. 60. günde, H solüsyonunda en yüksek  $\Delta E_{00}$  SB, en düşük  $\Delta E_{00}$  CS materyalinde tespit edildi.

### 4.3. Spektrofotometre ve Dijital Fotoğraf Makinesi ile Elde Edilen Renk Farklılık Verilerinin Karşılaştırılması

Çalışmada D, S, E ve H solüsyonlarında bekletilen GP, BC, SB, CS, IE, VM ve IL materyallerinin, spektrofotometre ve dijital fotoğraf makinesi ile elde edilen 60. gün

renk farklılıklarının en yüksek, en düşük ve ortalama değerleri, aykırı değer noktaları Şekil 4.7’de, elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerlerinin ve farklarının, en yüksek ve en düşük değerleri Şekil 4.8’de sunuldu.

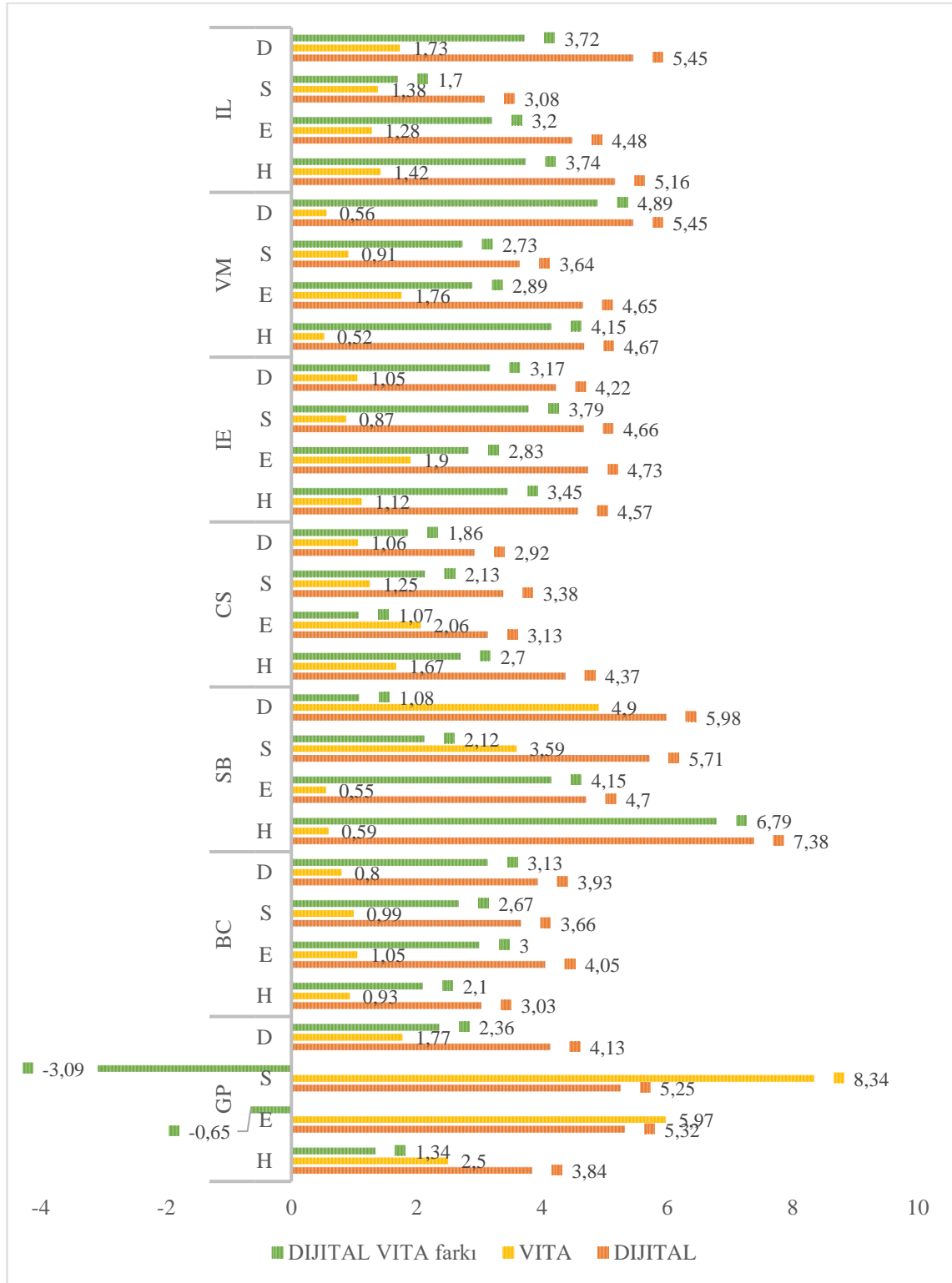
Şekil 4.7’ye göre solüsyonlarda bekletilen tüm materyallerde VITA (spektrofotometre) grubunda  $\Delta E_{00}$  değerleri 0,52-8,34 aralığında, aritmetik ortalama 1,88 olarak belirlenirken; DIJITAL (dijital fotoğraf makinesi) grubunda  $\Delta E_{00}$  değerleri 2,92-7,38 aralığında, aritmetik ortalama 4,48 olarak tespit edildi. DIJITAL ve VITA grupları arasındaki  $\Delta E_{00}$  değerleri arasındaki fark ise -3,09-6,79 aralığında bulunurken, aritmetik ortalaması 2,61 olarak elde edildi.



Şekil 4.7. Dijital fotoğraf makinesi ve spektrofotometre ile elde edilen 60. gün  $\Delta E_{00}$  verilerinin en yüksek, en düşük ve ortalama değerleri, aykırı değer noktaları

Şekil 4.8’e göre en yüksek  $\Delta E_{00}$  değeri VITA grubunda E solüsyonunda bekletilen GP materyalinde, DIJITAL grubunda ise D solüsyonunda bekletilen SB materyalinde tespit edildi. En düşük  $\Delta E_{00}$  değeri VITA grubunda D solüsyonunda bekletilen VM materyalinde, DIJITAL grubunda ise H solüsyonunda bekletilen CS materyalinde bulundu. VITA ve DIJITAL grupları arasında en yüksek  $\Delta E_{00}$  farkı H solüsyonunda bekletilen SB materyalinde, en düşük  $\Delta E_{00}$  farkı ise E solüsyonunda bekletilen GP

materyalinde görüldü. DIJITAL grubunda elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerleri, VITA gurundan sadece E ve S solüsyonlarında bekletilen GP materyalinde daha düşük tespit edildi.



Şekil 4.8. Dijital fotoğraf makinesi ve spektrofotometre ile elde edilen 60. gün  $\Delta E_{00}$  verilerinin karşılaştırılması.

#### 4.4. Parlaklık Bulguları

Çalışmada GP, BC, SB, CS, IE, VM ve IL materyallerinin D, S, E ve H solüsyonlarında başlangıç (T0), 12. (T12) ve 60. (T60) günlerde parlaklıkları ölçülerek, elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

##### 4.4.1. Materyallere Göre Parlaklık Değişim Bulguları

Materyale göre her ölçüm zamanına ait parlaklık değerlerinin aritmetik ortalama, standart sapma, medyan ve anlamlılık değerleri Tablo 4.9’da, aritmetik ortalamalarının grafik ile ifadesi ise Şekil 4.9’da sunuldu.

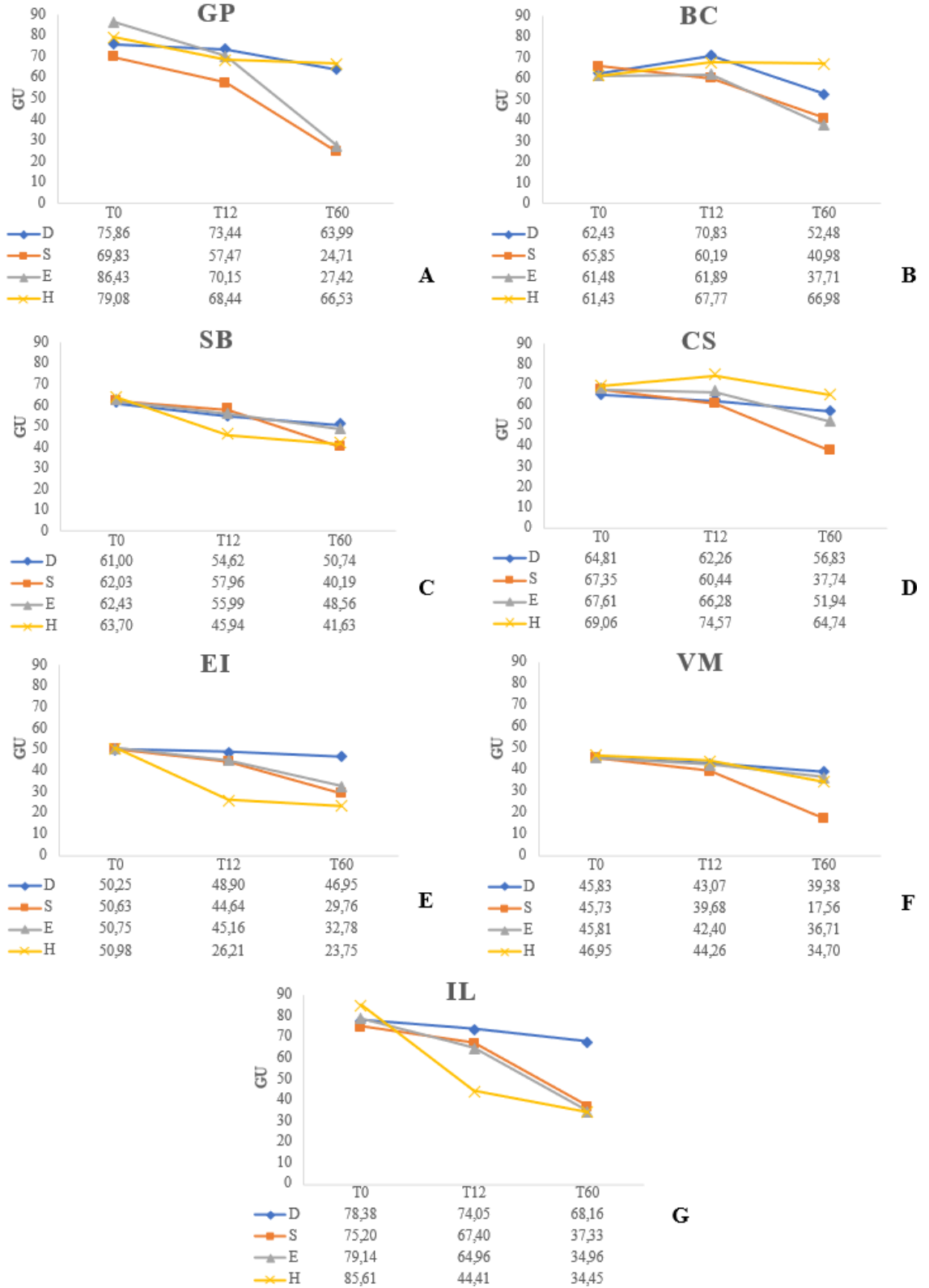
**Tablo 4.9.** Materyale göre (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) GU incelemesi

Materyal	Solüsyon	GU	T0	T12	T60	p
GP	D	AO±SS	75,86±6,36	73,44±4,97	63,99±3,91	<b>0,002</b> y,z
		Ortanca	73,5	72,7	62,45	
		(min-max)	(70,95-81,95)	(69,41-76,97)	(61,78-67,63)	
	S	AO±SS	69,83±8,95	57,47±7,3	24,71±3,85	<b>0,001</b> z
		Ortanca	64,65	57,35	24,05	
		(min-max)	(63,8-79,58)	(52,45-61,5)	(21,33-28,53)	
	E	AO±SS	86,43±3,29	70,15±4,66	27,42±4,54	<b>0,0001</b> z
		Ortanca	87,65	70,39	27,23	
		(min-max)	(85,58-88)	(67,02-74,17)	(23,93-31,46)	
	H	AO±SS	79,08±3,84	68,44±7,68	66,53±8,09	<b>0,01</b> x,z
		Ortanca	78,8	67,58	65,23	
		(min-max)	(76,28-82,4)	(62,36-75,87)	(59,98-72,81)	
<i>p</i>				<b>0,0001 a,d,e,</b>	<b>0,0001 a,b,e,f</b>	
BC	D	AO±SS	62,43±2,42	70,83±7,88	52,48±7,5	<b>0,001</b> y
		Ortanca	62,05	69,3	50,45	
		(min-max)	(61,03-64,75)	(64,87-78,51)	(46,48-59,83)	
	S	AO±SS	65,85±4,37	60,19±10,37	40,98±4,64	<b>0,002</b> y,z
		Ortanca	68,5	60,95	41,25	
		(min-max)	(61,15-68,85)	(49,19-68,89)	(36,98-44,3)	
	E	AO±SS	61,48±1,5	61,89±7,17	37,71±7,85	<b>0,002</b> y,z
		Ortanca	61,65	63,42	39,17	
		(min-max)	(59,93-62,5)	(57,35-67,63)	(33,27-42,9)	
	H	AO±SS	61,43±5,01	67,77±8,97	66,98±12,64	0,197
		Ortanca	62,4	71,15	69,63	
		(min-max)	(61,78-64,35)	(60,15-75,12)	(54,46-78,42)	
<i>p</i>				0,07	<b>0,0001 b,c,e,f</b>	
SB	D	AO±SS	61±2,22	54,62±8,53	50,74±3,72	<b>0,021</b> z
		Ortanca	60,3	53,17	51,5	
		(min-max)	(58,88-63,25)	(50,61-60,68)	(47,05-52,95)	
	S	AO±SS	62,03±2,23	57,96±8,48	40,19±4,04	<b>0,002</b> y,z
		Ortanca	61,95	54,57	39,65	
		(min-max)	(59,75-63,85)	(51,59-65,37)	(38,1-41,68)	
	E	AO±SS	62,43±1,3	55,99±5,17	48,56±8,13	<b>0,0001</b> z
		Ortanca	62,4	58,19	46,95	
		(min-max)	(61,18-63,65)	(50,17-60,55)	(41,77-57,05)	
	H	AO±SS	63,7±1,79	45,94±8,56	41,63±7,99	<b>0,002</b> x,z
		Ortanca	63,7	45,97	42,75	
		(min-max)	(61,83-65,55)	(38,21-52,88)	(34,1-48,45)	
<i>p</i>				0,057	<b>0,005a,c</b>	

**Tablo 4.9. devam** Materyale göre (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) GU incelemesi

CS	D	AO±SS	64,81±8,08	62,26±4,45	56,83±4,9	0,093
		Ortanca	61,6	64,62	58,75	
		(min-max)	(58,7-71,7)	(58,43-65,59)	(53-59,65)	
	S	AO±SS	67,35±4,54	60,44±6,19	37,74±3,23	0,002 y,z
		Ortanca	67,55	59,87	37,4	
		(min-max)	(62,35-71,28)	(57,07-66,58)	(34,68-40,83)	
	E	AO±SS	67,61±6,81	66,28±6,02	51,94±5,72	0,002 y,z
		Ortanca	66,75	65,72	51,89	
		(min-max)	(61,55-74,73)	(60,64-72,17)	(48,43-56,73)	
	H	AO±SS	69,06±5,43	74,57±6,53	64,74±9,83	0,03 y
		Ortanca	68,4	74,3	66,43	
		(min-max)	(64,8-74,33)	(69,77-81,2)	(54,2-71,08)	
		<i>p</i>	<b>0,003 c,e</b>	<b>0,0001 a,d,e,f</b>		
IE	D	AO±SS	50,25±1,92	48,9±2,24	46,95±1,29	0,0001 z
		Ortanca	50,5	49,67	46,55	
		(min-max)	(48,4-52,18)	(47,1-50,52)	(45,93-47,85)	
	S	AO±SS	50,63±1,37	44,64±3,17	29,76±1,46	0,0001 z
		Ortanca	50,85	45,17	29,55	
		(min-max)	(50,45-51,65)	(41,02-47,45)	(28,83-30,52)	
	E	AO±SS	50,75±1,6	45,16±3,17	32,78±1,89	0,0001 z
		Ortanca	50,85	44,85	33,24	
		(min-max)	(49,95-52,18)	(41,85-48,25)	(31,31-34,4)	
	H	AO±SS	50,98±1,33	26,21±1,57	23,75±2,94	0,002 x,z
		Ortanca	51,55	26,42	24,02	
		(min-max)	(49,5-51,98)	(25,94-26,95)	(21,42-25,27)	
		<i>p</i>	<b>0,0001 a,b,c,e,f</b>	<b>0,0001 a,b,c,d,e,f</b>		
VM	D	AO±SS	45,83±1,25	43,07±8,92	39,38±5,14	0,021 z
		Ortanca	46,1	40,05	38,65	
		(min-max)	(45,3-46,6)	(38,44-42,95)	(35,05-42,88)	
	S	AO±SS	45,73±1,53	39,68±4,97	17,56±2,21	0,002 y,z
		Ortanca	45,55	37,22	17,2	
		(min-max)	(44,48-46,75)	(36,19-43,33)	(15,38-20,05)	
	E	AO±SS	45,81±1,11	42,4±2,36	36,71±5,68	0,002 z
		Ortanca	45,85	41,69	37,23	
		(min-max)	(44,88-46,88)	(40,72-44,28)	(30,92-41,3)	
	H	AO±SS	46,95±0,99	44,26±8,13	34,7±9,48	0,002 y,z
		Ortanca	47,1	44,95	35,02	
		(min-max)	(45,98-47,78)	(35,67-52,03)	(24,87-44,12)	
		<i>p</i>	0,451	<b>0,0001 a,d,e</b>		
IL	D	AO±SS	78,38±2,66	74,05±2,23	68,16±3,76	0,001 z
		Ortanca	78,05	74,34	68,4	
		(min-max)	(75,95-80,55)	(72,08-76,14)	(65,06-71,7)	
	S	AO±SS	75,2±2,97	67,4±2,37	37,33±5,31	0,0001 z
		Ortanca	75	68,24	36,7	
		(min-max)	(72,85-77,7)	(65,97-69,15)	(32,48-41,53)	
	E	AO±SS	79,14±3,74	64,96±2,3	34,96±4,61	0,0001 z
		Ortanca	78,8	64,65	34,49	
		(min-max)	(76,28-82,4)	(63,62-66,66)	(31,9-36,66)	
	H	AO±SS	85,61±3,47	44,41±3,85	34,45±2,18	0,0001 z
		Ortanca	86,5	43,1	33,92	
		(min-max)	(81,68-88,48)	(40,86-48,65)	(32,59-35,92)	
		<i>p</i>	<b>0,0001 a,b,c,e,f</b>	<b>0,0001 a,b,c</b>		

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, D-S; b, D-E; c, D-H; d, S-E; e, S-H; f, E-H solüsyonları arasında; x, T0-T12; y, T12-T60; z, T0-T60 zaman aralıkları arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.



**Şekil 4.9.** Materyale göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) GU grafikleri. **A.** GC Gradia Plus, GP, **B.** Brilliant Crios Coltene, BC, **C.** Shofu Blok HC, SB, **D.** GC Cerasmart 270, CS, **E.** IPS Empress CAD, IE **F.** VITA Mark II, VM **G.** GC Initial LiSi, IL

Tablo 4.9 ve Şekil 4.9'a göre en yüksek parlaklık değeri IL materyalinde, en düşük parlaklık değeri VM materyalinde bulundu.

Farklı solüsyonlarda bekletilen GP materyalinden elde edilen GU değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde D solüsyonu ile S solüsyonları arasında ve S solüsyonu ile E ve H solüsyonları arasında, 60. günde D solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında görüldü. Materyal, zaman aralıklarında incelendiğinde, D solüsyonunda T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında, S ve E solüsyonlarında T0-T60 zaman aralığında ve H solüsyonunda T0-T12 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı fark bulundu. 60. günde, GP materyalinde en yüksek parlaklık değeri H, en düşük parlaklık değeri S solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen BC materyalinden elde edilen GU değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. günde anlamsızken ( $p=0,07$ ), 60. günde anlamlı ( $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, D solüsyonu ile E ve H solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında görüldü. Materyal, zaman aralıklarında incelendiğinde, D solüsyonunda T12-T60 zaman aralığında, S ve E solüsyonlarında T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı fark bulunurken, H solüsyonunda zaman aralıklarında anlamlı fark görülmedi. 60. günde, BC materyalinde en yüksek parlaklık değeri H, en düşük parlaklık değeri E solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen SB materyalinden elde edilen GU değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. günde anlamsızken ( $p=0,057$ ), 60. günde anlamlı ( $p=0,005$ ) bulundu. Bu anlamlılık, D solüsyonu ile S ve H solüsyonları arasında görüldü. Materyal zaman aralıklarında incelendiğinde, D ve E solüsyonlarında T0-T60 zaman aralığında, S solüsyonunda T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında ve H solüsyonunda T0-T12 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı fark bulundu. 60. günde, SB materyalinde en yüksek parlaklık değeri D, en düşük parlaklık değeri S solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen CS materyalinden elde edilen GU değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,003$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde H ile D ve S solüsyonları arasında, 60. günde S ile D, E ve H solüsyonları ve E ile H solüsyonları arasında görüldü. Materyal zaman

aralıklarında incelendiğinde, S ve E solüsyonlarında T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında, H solüsyonunda T12-T60 zaman aralığında anlamlı fark bulunurken, D solüsyonunda zaman aralıklarında anlamlı fark bulunmadı. 60. günde, CS materyalinde en yüksek parlaklık değeri H, en düşük parlaklık değeri S solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen EI materyalinden elde edilen GU değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde D solüsyonu ile S, E ve H solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında, 60. günde D solüsyonu ile S, E ve H solüsyonları arasında, S ile E ve H solüsyonları arasında ve E ile H solüsyonları arasında görüldü. Materyal zaman aralıklarında incelendiğinde, D, S ve E solüsyonlarında T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı fark bulunurken, H solüsyonunda zaman aralıklarında anlamlı fark görülmedi. 60. günde, IE materyalinde en yüksek parlaklık değeri D, en düşük parlaklık değeri S solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen VM materyalinden elde edilen GU değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. günde anlamsızken ( $p=0,451$ ), 60. günde anlamlı ( $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, S solüsyonu ile D, E ve H solüsyonları arasında görüldü. Materyal zaman aralıklarında incelendiğinde, D ve E solüsyonlarında T0-T60 zaman aralığında, S ve H solüsyonlarında T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı fark bulundu. 60. günde, GP materyalinde en yüksek parlaklık değeri D, en düşük parlaklık değeri S solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen IL materyalinden elde edilen GU değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde D solüsyonu ile S, E ve H solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında, 60. günde D solüsyonu ile S, E ve H solüsyonları arasında görüldü. Materyal zaman aralıklarında incelendiğinde, D, S, E ve H solüsyonları için T0-T60 zaman aralığında anlamlı fark bulundu. 60. günde, GP materyalinde en yüksek parlaklık değeri D, en düşük parlaklık değeri H solüsyonunda tespit edildi.

Materyallere göre zaman içinde elde edilen  $\Delta GU$  değerlerine ait aritmetik ortalama, standart sapma, medyan ve anlamlılık değerleri Tablo 4.10'da sunuldu.



**Tablo 4.10.** Materyale göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında  $\Delta$ GU incelemesi

Materyal	Solüsyon	$\Delta$ GU	T0-T12	T12-T60	T0-T60	
GP	D	AO $\pm$ SS	2,42 $\pm$ 9,01	9,45 $\pm$ 6,08	11,88 $\pm$ 6,39	
		Ortanca (min-max)	0,03 (-6,02-12,73)	8,1 (4,1-13,94)	11,85 (7,1-17,25)	
	S	AO $\pm$ SS	12,35 $\pm$ 10,07	32,76 $\pm$ 8,68	45,11 $\pm$ 8,3	
		Ortanca (min-max)	14,55 (4,9-20,47)	33,44 (29,65-36,45)	41,8 (39,85-53,83)	
	E	AO $\pm$ SS	16,28 $\pm$ 6,53	42,73 $\pm$ 8,62	59,01 $\pm$ 5,3	
		Ortanca (min-max)	17,37 (10,24-21,14)	43,82 (37,36-50,06)	59,07 (53,7-63,34)	
	H	AO $\pm$ SS	10,63 $\pm$ 8,82	1,92 $\pm$ 9,95	12,55 $\pm$ 6,69	
		Ortanca (min-max)	11,19 (2,17-18,93)	-0,3 (-4,33-11,98)	13,54 (5,32-18,05)	
			<i>p</i>	<b>0,026 b</b>	<b>0,0001 a,b,e,f</b>	<b>0,0001 a,b,d,e,f</b>
	BC	D	AO $\pm$ SS	-8,41 $\pm$ 9,43	18,36 $\pm$ 7,94	9,95 $\pm$ 7,81
			Ortanca (min-max)	-5,4 (-16,68-3,54)	18,64 (11,17-25,74)	10,25 (2,08-14,88)
		S	AO $\pm$ SS	5,66 $\pm$ 11,44	19,22 $\pm$ 6,59	24,88 $\pm$ 6,59
Ortanca (min-max)			7,13 (-4,89-15,7)	17,62 (13,6-25,97)	25,55 (18,18-29,6)	
E		AO $\pm$ SS	-0,42 $\pm$ 7,2	24,18 $\pm$ 9,37	23,76 $\pm$ 8,12	
		Ortanca (min-max)	-2,77 (-6,86-5,6)	25,52 (16,49-33,24)	21,69 (20,65-27,09)	
H		AO $\pm$ SS	-6,35 $\pm$ 11,33	0,79 $\pm$ 14,85	-5,56 $\pm$ 11,69	
		Ortanca (min-max)	-7,75 (-13,16-2,15)	1,92 (-13,65-16,23)	-10,33 (-15,54-6,24)	
		<i>p</i>	<b>0,038 a</b>	<b>0,0001 c,e,f</b>	<b>0,0001 a,b,c,e,f</b>	
SB		D	AO $\pm$ SS	6,39 $\pm$ 9,53	3,88 $\pm$ 9,66	10,26 $\pm$ 4,84
			Ortanca (min-max)	6,92 (-0,25-10,19)	1,18 (-4,33-8,95)	10,4 (7,48-14,03)
		S	AO $\pm$ SS	4,07 $\pm$ 9,95	17,77 $\pm$ 10,49	21,84 $\pm$ 4,09
	Ortanca (min-max)		7 (-5,47-11,55)	15,65 (10,48-29,32)	22,45 (18,08-24,78)	
	E	AO $\pm$ SS	6,43 $\pm$ 5,14	7,43 $\pm$ 6,11	13,86 $\pm$ 7,97	
		Ortanca (min-max)	3,42 (2,39-12,73)	5,52 (2,22-13,71)	14,65 (6,97-19,88)	
	H	AO $\pm$ SS	17,76 $\pm$ 7,79	4,31 $\pm$ 7,22	22,07 $\pm$ 8,44	
		Ortanca (min-max)	18,22 (10,78-23,24)	2,24 (-0,12-9,49)	19,95 (16,12-29,83)	
			<i>p</i>	<b>0,029 f</b>	<b>0,01 a,e</b>	<b>0,002 a,c</b>
	CS	D	AO $\pm$ SS	2,55 $\pm$ 8,87	5,44 $\pm$ 7,36	7,99 $\pm$ 9,46
			Ortanca (min-max)	-0,15 (-5,97-12,48)	6,74 (-1,71-8,44)	5,1 (0,7-18,93)
		S	AO $\pm$ SS	6,91 $\pm$ 9,25	22,7 $\pm$ 4,6	29,61 $\pm$ 5,47
Ortanca (min-max)			6,5 (-0,44-14,87)	23,35 (18,81-26,45)	29,85 (27,45-33,98)	
E		AO $\pm$ SS	1,33 $\pm$ 8,89	14,34 $\pm$ 4,8	15,67 $\pm$ 9,21	
		Ortanca (min-max)	3,02 (-7,2-4,07)	13 (10,03-18,21)	14,24 (7,95-25,05)	
H		AO $\pm$ SS	-5,51 $\pm$ 8,38	9,83 $\pm$ 7,93	4,33 $\pm$ 11	
		Ortanca (min-max)	-6,66 (-12,23-0,53)	11,62 (2,07-13,07)	1,42 (-4,43-14,5)	
		<i>p</i>	0,065	<b>0,0001 a,b,e</b>	<b>0,0001 a,d,e</b>	
IE		D	AO $\pm$ SS	1,35 $\pm$ 3,17	1,95 $\pm$ 2,5	3,3 $\pm$ 2,08
			Ortanca (min-max)	0,8 (-1,95-4,8)	2,93 (-0,54-4,12)	3,35 (1,25-5,3)
		S	AO $\pm$ SS	5,99 $\pm$ 2,89	14,88 $\pm$ 4,32	20,86 $\pm$ 1,97
	Ortanca (min-max)		5,69 (3,23-8,73)	16 (10-19,25)	21,09 (19,64-22,55)	
	E	AO $\pm$ SS	5,59 $\pm$ 2,53	12,38 $\pm$ 3,7	17,97 $\pm$ 1,59	
		Ortanca (min-max)	5,97 (3,88-7,7)	10 (10-14,75)	18,03 (16,45-18,68)	
	H	AO $\pm$ SS	24,77 $\pm$ 1,98	2,46 $\pm$ 3,66	27,23 $\pm$ 3,56	
		Ortanca (min-max)	25,44 (22,73-26,39)	2,19 (-1,11-6,47)	28,24 (25,02-28,86)	
			<i>p</i>	<b>0,0001 a,b,c,e,f</b>	<b>0,0001 b,c,e,f</b>	<b>0,0001 a,b,c,e,f</b>

**Tablo 4.10. devam** Materyale göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında  $\Delta$ GU incelemesi

VM	D	AO $\pm$ SS	2,75 $\pm$ 8,9	3,7 $\pm$ 6,17	6,45 $\pm$ 5
		Ortanca	6,49	1,59	7,2
		(min-max)	(1,55-7,51)	(-0,5-7,17)	(3,2-9,32)
	S	AO $\pm$ SS	6,05 $\pm$ 6,18	22,11 $\pm$ 5,62	28,16 $\pm$ 2,84
		Ortanca	8,29	19,94	28,15
		(min-max)	(0,9-10,31)	(17,91-27,23)	(25,5-29,55)
	E	AO $\pm$ SS	3,41 $\pm$ 2,84	5,69 $\pm$ 5,03	9,11 $\pm$ 5,35
		Ortanca	3,89	7,5	7,87
		(min-max)	(2,54-5,34)	(0-10)	(4,53-15,13)
	H	AO $\pm$ SS	2,69 $\pm$ 8,95	9,56 $\pm$ 5,68	12,26 $\pm$ 10,36
		Ortanca	2,5	7,59	11,64
		(min-max)	(-6,43-12,11)	(4,66-15,54)	(1,79-22,91)
<i>p</i>		0,545	<b>0,0001 a,d</b>	<b>0,0001 a,b,c,d</b>	
IL	D	AO $\pm$ SS	4,33 $\pm$ 3,3	5,89 $\pm$ 4,11	10,22 $\pm$ 4,87
		Ortanca	3,95	5,05	10,15
		(min-max)	(1,85-7,75)	(1,98-9,73)	(5,78-14,84)
	S	AO $\pm$ SS	7,8 $\pm$ 5,26	30,07 $\pm$ 6,93	37,88 $\pm$ 5,29
		Ortanca	6,77	31,44	36,55
		(min-max)	(3,7-11,73)	(26,06-35,58)	(33,9-43,58)
	E	AO $\pm$ SS	14,18 $\pm$ 3,38	30 $\pm$ 5,35	44,18 $\pm$ 5,21
		Ortanca	14,35	30	44,7
		(min-max)	(10,9-16,05)	(30-30)	(40,55-49,08)
	H	AO $\pm$ SS	41,21 $\pm$ 7,21	9,96 $\pm$ 5,28	51,16 $\pm$ 2,92
		Ortanca	43,4	9,25	50,97
		(min-max)	(33,06-47,89)	(5,99-15,36)	(48,97-53,26)
<i>p</i>		<b>0,0001 b,c,e,f</b>	<b>0,0001 a,b,e,f</b>	<b>0,0001 a,b,c,e,f</b>	

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; **a**, D-S; **b**, D-E; **c**, D-H; **d**, S-E; **e**, S-H; **f**, E-H solüsyonları arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.

Tablo 4.10'a göre en yüksek parlaklık değişimi GP materyalinde, en düşük parlaklık değişimi BC materyalinde tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen GP materyalinden elde edilen  $\Delta$ GU değerlerinin arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,026$ ;  $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında D ile S solüsyonları arasında, T12-T60 zaman aralığında D solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında ve T0-T60 zaman aralığında D solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında, S solüsyonu ile E ve H solüsyonları arasında ve E ile H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, GP materyalinde en yüksek  $\Delta$ GU E, en düşük  $\Delta$ GU D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen BC materyalinden elde edilen  $\Delta$ GU değerlerinin arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,038$ ;  $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında D ile S solüsyonları arasında, T12-T60 zaman aralığında D ile H solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında, T0-T60 zaman aralığında D

solüsyonu ile S, E ve H solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, BC materyalinde en yüksek  $\Delta$ GU S solüsyonunda, en düşük  $\Delta$ GU H solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen SB materyalinden elde edilen  $\Delta$ GU değerlerinin arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,029$ ;  $p=0,01$ ;  $p=0,002$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında D ile E solüsyonu değerleri birbirine daha yakın olmasına rağmen E ile H solüsyonları arasında, T12-T60 zaman aralığında S ile D ve H solüsyonları arasında, T0-T60 zaman aralığında D solüsyonu ile S ve H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, SB materyalinde en yüksek  $\Delta$ GU solüsyonunda, en düşük  $\Delta$ GU D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen CS materyalinden elde edilen  $\Delta$ GU değerlerinin arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamsızken ( $p=0,065$ ), T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,001$ ) bulundu. Bu anlamlılık T12-T60 zaman aralığında D solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında ve S ile H solüsyonları arasında, T0-T60 zaman aralığında S ile D, E ve H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, CS materyalinde en yüksek  $\Delta$ GU S solüsyonunda, en düşük  $\Delta$ GU H solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen EI materyalinden elde edilen  $\Delta$ GU değerlerinin arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 ve T0-T60 zaman aralıklarında D solüsyonu ile S, E ve H solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında, T12-T60 zaman aralığında D solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, EI materyalinde en yüksek  $\Delta$ GU H solüsyonunda, en düşük  $\Delta$ GU D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen VM materyalinden elde edilen  $\Delta$ GU değerlerinin arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamsızken ( $p=0,545$ ), T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,001$ ;  $p=0,001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T12-T60 zaman aralığında S solüsyonu ile D ve E solüsyonları arasında, T0-T60 zaman aralığında D solüsyonu ile S, E ve H solüsyonları arasında ve S ile E solüsyonları arasında

görüldü. 60. günde, VM materyalinde en yüksek  $\Delta$ GU S solüsyonunda, en düşük  $\Delta$ GU D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen IL materyalinden elde edilen  $\Delta$ GU değerlerinin arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, T0-T12 zaman aralığında D solüsyonu ile E ve H solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında, T12-T60 zaman aralığında D solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında, T0-60 zaman aralıklarında D solüsyonu ile S, E ve H solüsyonları arasında ve H solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, IL materyalinde en yüksek  $\Delta$ GU H solüsyonunda, en düşük  $\Delta$ GU D solüsyonunda tespit edildi.

#### **4.4.2. Solüsyonlara Göre Parlaklık Değişim Bulguları**

Solüsyona göre materyallerin her bir ölçüm zamanına ait parlaklık değerlerinin aritmetik ortalama, standart sapma, medyan ve anlamlılık değerleri Tablo 4.11’de, aritmetik ortalamalarının grafik ile ifadesi ise Şekil 4.10’da sunuldu.

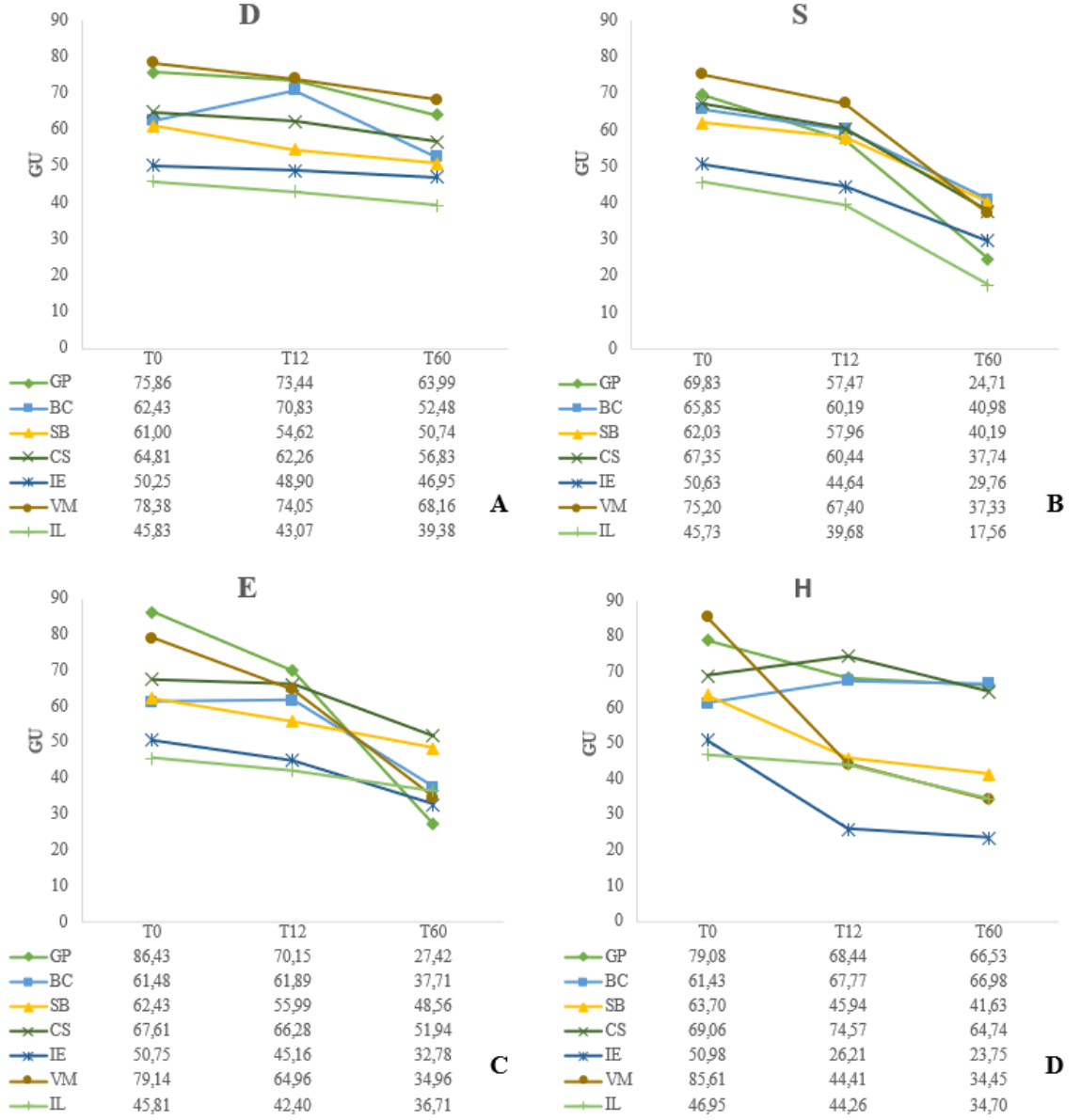
Tablo 4.11 ve Şekil 4.10’a göre en yüksek parlaklık değeri E solüsyonunda, en düşük parlaklık değeri H solüsyonunda görüldü.

D solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin GU değerlerinin arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde GP ve BC materyali ile IE ve VM materyalleri arasında ve IL materyali ile SB, IE ve VM materyalleri arasında, 60. günde GP materyali ile BC, SB, IE ve VM materyalleri arasında, IL materyali ile BC, SB, CS, IE ve VM materyalleri arasında ve VM ile BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında görüldü. 60. günde, D solüsyonunda en yüksek parlaklık değeri VM materyalinde, en düşük parlaklık değeri IL materyalinde tespit edildi.

**Tablo 4.11.** Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) GU incelemesi

Solüsyon		D			S			E			H											
Materyal	Zaman	T0	T12	T60	T0	T12	T60	T0	T12	T60	T0	T12	T60									
	GU																					
GP	AO±SS	75,86±6,36	73,44±4,97	63,99±3,91	69,83±8,95	57,47±7,3	24,71±3,85	86,43±3,29	70,15±4,66	27,42±4,54	79,08±3,84	68,44±7,68	66,53±8,09									
	Ortanca	73,5	72,7	62,45	64,65	57,35	24,05	87,65	70,39	27,23	78,8	67,58	65,23									
	(min-max)	(70,95-81,95)	(69,41-76,97)	(61,78-67,63)	(63,8-79,58)	(52,45-61,5)	(21,33-28,53)	(85,58-88)	(67,02-74,17)	(23,93-31,46)	(76,28-82,4)	(62,36-75,87)	(59,98-72,81)									
BC	AO±SS	62,43±2,42	70,83±7,88	52,48±7,5	65,85±4,37	60,19±10,37	40,98±4,64	61,48±1,5	61,89±7,17	37,71±7,85	61,43±5,01	67,77±8,97	66,98±12,64									
	Ortanca	62,05	69,3	50,45	68,5	60,95	41,25	61,65	63,42	39,17	62,4	71,15	69,63									
	(min-max)	(61,03-64,75)	(64,87-78,51)	(46,48-59,83)	(61,15-68,85)	(49,19-68,89)	(36,98-44,3)	(59,93-62,5)	(57,35-67,63)	(33,27-42,9)	(61,78-64,35)	(60,15-75,12)	(54,46-78,42)									
SB	AO±SS	61±2,22	54,62±8,53	50,74±3,72	62,03±2,23	57,96±8,48	40,19±4,04	62,43±1,3	55,99±5,17	48,56±8,13	63,7±1,79	45,94±8,56	41,63±7,99									
	Ortanca	60,3	53,17	51,5	61,95	54,57	39,65	62,4	58,19	46,95	63,7	45,97	42,75									
	(min-max)	(58,88-63,25)	(50,61-60,68)	(47,05-52,95)	(59,75-63,85)	(51,59-65,37)	(38,1-41,68)	(61,18-63,65)	(50,17-60,55)	(41,77-57,05)	(61,83-65,55)	(38,21-52,88)	(34,1-48,45)									
CS	AO±SS	64,81±8,08	62,26±4,45	56,83±4,9	67,35±4,54	60,44±6,19	37,74±3,23	67,61±6,81	66,28±6,02	51,94±5,72	69,06±5,43	74,57±6,53	64,74±9,83									
	Ortanca	61,6	64,62	58,75	67,55	59,87	37,4	66,75	65,72	51,89	68,4	74,3	66,43									
	(min-max)	(58,7-71,7)	(58,43-65,59)	(53-59,65)	(62,35-71,28)	(57,07-66,58)	(34,68-40,83)	(61,55-74,73)	(60,64-72,17)	(48,43-56,73)	(64,8-74,33)	(69,77-81,2)	(54,2-71,08)									
IE	AO±SS	50,25±1,92	48,9±2,24	46,95±1,29	50,63±1,37	44,64±3,17	29,76±1,46	50,75±1,6	45,16±3,17	32,78±1,89	50,98±1,33	26,21±1,57	23,75±2,94									
	Ortanca	50,5	49,67	46,55	50,85	45,17	29,55	50,85	44,85	33,24	51,55	26,42	24,02									
	(min-max)	(48,4-52,18)	(47,1-50,52)	(45,93-47,85)	(50,45-51,65)	(41,02-47,45)	(28,83-30,52)	(49,95-52,18)	(41,85-48,25)	(31,31-34,4)	(49,5-51,98)	(25,94-26,95)	(21,42-25,27)									
VM	AO±SS	78,38±2,66	74,05±2,23	68,16±3,76	75,2±2,97	67,4±2,37	37,33±5,31	79,14±3,74	64,96±2,3	34,96±4,61	85,61±3,47	44,41±3,85	34,45±2,18									
	Ortanca	78,05	74,34	68,4	75	68,24	36,7	78,8	64,65	34,49	86,5	43,1	33,92									
	(min-max)	(75,95-80,55)	(72,08-76,14)	(65,06-71,7)	(72,85-77,7)	(65,97-69,15)	(32,48-41,53)	(76,28-82,4)	(63,62-66,66)	(31,9-36,66)	(81,68-88,48)	(40,86-48,65)	(32,59-35,92)									
IL	AO±SS	45,83±1,25	43,07±8,92	39,38±5,14	45,73±1,53	39,68±4,97	17,56±2,21	45,81±1,11	42,4±2,36	36,71±5,68	46,95±0,99	44,26±8,13	34,7±9,48									
	Ortanca	46,1	40,05	38,65	45,55	37,22	17,2	45,85	41,69	37,23	47,1	44,95	35,02									
	(min-max)	(45,3-46,6)	(38,44-42,95)	(35,05-42,88)	(44,48-46,75)	(36,19-43,33)	(15,38-20,05)	(44,88-46,88)	(40,72-44,28)	(30,92-41,3)	(45,98-47,78)	(35,67-52,03)	(24,87-44,12)									
<i>p</i>		<b>0,0001</b> d,e,i,k,p,v,y			<b>0,0001</b> a,b,d,e,k,l,o, p,s,t,u,v,y			<b>0,0001</b> e,k,o,r,s,v,y			<b>0,0001</b> a,b,c,e,f,i,k,r, s,u,v,y			<b>0,0001</b> b,d,e,i,k,m,n, o,p,r,s,v,y			<b>0,0001</b> a,b,c,e,g,h,n, o,p,r,s,t			<b>0,0001</b> b,d,e,f,g,i,k,l, m,n,o,r,s,u,v		

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, GP-BC; b, GP-SB; c, GP-CS; d, GP-IE; e, GP-VM; f, GP-IL; g, BC-SB; h, BC-CS; i, BC-IE; k, BC-VM; l, BC-IL; m, SB-CS; n, SB-IE; o, SB-VM; p, SB-IL; r, CS-IE; s, CS-VM; t, CS-IL; u, IE-VM; v, IE-IL; y, VM-IL arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.



**Şekil 4.10.** Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) GU grafikleri. **A.** GC Gradia Plus, GP, **B.** Brilliant Crios Coltene, BC, **C.** Shofu Blok HC, SB, **D.** GC Cerasmart 270, CS, **E.** IPS Empress CAD, IE **F.** VITA Mark II, VM **G.** GC Initial LiSi, IL

S solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin GU değerlerinin arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde VM materyali ile GP, BC, SB, CS ve IL materyalleri arasında ve IE materyali ile CS ve IL materyalleri arasında, 60. günde GP materyali ile BC, SB, CS, VM ve IL materyalleri arasında, VM materyali ile CS, IE ve IL materyalleri arasında ve IE materyali ile CS ve IL materyalleri arasında görüldü. 60. günde, S solüsyonunda en yüksek parlaklık değeri BC materyalinde, en düşük parlaklık değeri IL materyalinde tespit edildi.

E solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin GU değerlerinin arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde VM materyali ile GP, BC, SB, CS ve IL materyalleri arasında, IE materyali ile GP, BC, SB, CS ve IL materyalleri arasında ve SB materyali ile GP ve CS materyalleri arasında, 60. günde GP materyali ile BC, SB, CS ve VM materyalleri, BC materyali ile SB ve CS materyalleri arasında, SB ve CS materyalleri ile IE, VM ve IL materyalleri arasında görüldü. 60. günde, E solüsyonunda en yüksek parlaklık değeri CS materyalinde, en düşük parlaklık değeri GP materyalinde tespit edildi.

H solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin GU değerlerinin arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde GP ve BC materyalleri ile SB, IE, VM ve IL materyalleri arasında, SB materyali ile CS, IE ve VM materyalleri arasında, CS materyali ile IE ve VM materyalleri arasında ve IE materyali ile VM ve IL materyalleri arasında, 60. günde GP ve BC materyali ile SB, IE, VM ve IL materyalleri arasında, SB materyali ile CS ve IE materyalleri arasında ve CS materyali ile IE, VM ve IL materyalleri arasında görüldü. 60. günde, H solüsyonunda en yüksek parlaklık değeri BC materyalinde, en düşük parlaklık değeri IE materyalinde tespit edildi.

Solüsyonlara göre zaman içinde elde edilen  $\Delta GU$  değerlerine ait aritmetik ortalama, standart sapma, medyan ve anlamlılık değerleri Tablo 4.12’de sunuldu.

Tablo 4.12’ye göre en yüksek  $\Delta GU$  E solüsyonunda, en düşük  $\Delta GU$  H solüsyonunda görüldü.

D solüsyonunda bekletilen materyaller arasında  $\Delta GU$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamsızken ( $p=0,057$ ;  $p=0,123$ ), T12-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık GP materyali ile SB materyalinin değerleri daha yakın olmasına rağmen BC ile SB, CS, IE, VM ve IL materyalleri arasında görüldü. 60. günde, D solüsyonunda en yüksek  $\Delta GU$  GP materyalinde, en düşük  $\Delta GU$  IE materyalinde tespit edildi.

**Tablo 4.12.** Solüsyona göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında  $\Delta$ GU incelemesi

Solüsyon		D			S			E			H		
Materyal	Zaman	T0-T12	T12-T60	T0-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T60
	$\Delta$ GU												
GP	AO±SS	2,42±9,01	9,45±6,08	11,88±6,39	12,35±10,07	32,76±8,68	45,11±8,3	16,28±6,53	42,73±8,62	59,01±5,3	10,63±8,82	1,92±9,95	12,55±6,69
	Ortanca	0,03	8,1	11,85	14,55	33,44	41,8	17,37	43,82	59,07	11,19	-0,3	13,54
	(min-max)	(-6,02-12,73)	(4,1-13,94)	(7,1-17,25)	(4,9-20,47)	(29,65-36,45)	(39,85-53,83)	(10,24-21,14)	(37,36-50,06)	(53,7-63,34)	(2,17-18,93)	(-4,33-11,98)	(5,32-18,05)
BC	AO±SS	-8,41±9,43	18,36±7,94	9,95±7,81	5,66±11,44	19,22±6,59	24,88±6,59	-0,42±7,2	24,18±9,37	23,76±8,12	-6,35±11,33	0,79±14,85	-5,56±11,69
	Ortanca	-5,4	18,64	10,25	7,13	17,62	25,55	-2,77	25,52	21,69	-7,75	1,92	-10,33
	(min-max)	(-16,68-3,54)	(11,17-25,74)	(2,08-14,88)	(-4,89-15,7)	(13,6-25,97)	(18,18-29,6)	(-6,86-5,6)	(16,49-33,24)	(20,65-27,09)	(-13,16-2,15)	(-13,65-16,23)	(-15,54-6,24)
SB	AO±SS	6,39±9,53	3,88±9,66	10,26±4,84	4,07±9,95	17,77±10,49	21,84±4,09	6,43±5,14	7,43±6,11	13,86±7,97	17,76±7,79	4,31±7,22	22,07±8,44
	Ortanca	6,92	1,18	10,4	7	15,65	22,45	3,42	5,52	14,65	18,22	2,24	19,95
	(min-max)	(-0,25-10,19)	(-4,33-8,95)	(7,48-14,03)	(-5,47-11,55)	(10,48-29,32)	(18,08-24,78)	(2,39-12,73)	(2,22-13,71)	(6,97-19,88)	(10,78-23,24)	(-0,12-9,49)	(16,12-29,83)
CS	AO±SS	2,55±8,87	5,44±7,36	7,99±9,46	6,91±9,25	22,7±4,6	29,61±5,47	1,33±8,89	14,34±4,8	15,67±9,21	-5,51±8,38	9,83±7,93	4,33±11
	Ortanca	-0,15	6,74	5,1	6,5	23,35	29,85	3,02	13	14,24	-6,66	11,62	1,42
	(min-max)	(-5,97-12,48)	(-1,71-8,44)	(0,7-18,93)	(-0,44-14,87)	(18,81-26,45)	(27,45-33,98)	(-7,2-4,07)	(10,03-18,21)	(7,95-25,05)	(-12,23-0,53)	(2,07-13,07)	(-4,43-14,5)
IE	AO±SS	1,35±3,17	1,95±2,5	3,3±2,08	5,99±2,89	14,88±4,32	20,86±1,97	5,59±2,53	12,38±3,7	17,97±1,59	24,77±1,98	2,46±3,66	27,23±3,56
	Ortanca	0,8	2,93	3,35	5,69	16	21,09	5,97	10	18,03	25,44	2,19	28,24
	(min-max)	(-1,95-4,8)	(-0,5-4,12)	(1,25-5,3)	(3,23-8,73)	(10-19,25)	(19,64-22,55)	(3,88-7,7)	(10-14,75)	(16,45-18,68)	(22,73-26,39)	(-1,11-6,47)	(25,02-28,86)
VM	AO±SS	4,33±3,3	5,89±4,11	10,22±4,87	7,8±5,26	30,07±6,93	37,88±5,29	14,18±3,38	30±5,35	44,18±5,21	41,21±7,21	9,96±5,28	51,16±2,92
	Ortanca	3,95	5,05	10,15	6,77	31,44	36,55	14,35	30	44,7	43,4	9,25	50,97
	(min-max)	(1,85-7,75)	(1,98-9,73)	(5,78-14,84)	(3,7-11,73)	(26,06-35,58)	(33,9-43,58)	(10,9-16,05)	(30-30)	(40,55-49,08)	(33,06-47,89)	(5,99-15,36)	(48,97-53,26)
IL	AO±SS	2,75±8,9	3,7±6,17	6,45±5	6,05±6,18	22,11±5,62	28,16±2,84	3,41±2,84	5,69±5,03	9,11±5,35	2,69±8,95	9,56±5,68	12,26±10,36
	Ortanca	6,49	1,59	7,2	8,29	19,94	28,15	3,89	7,5	7,87	2,5	7,59	11,64
	(min-max)	(1,55-7,51)	(-0,5-7,17)	(3,2-9,32)	(0,9-10,31)	(17,91-27,23)	(25,5-29,55)	(2,54-5,34)	(0-10)	(4,53-15,13)	(-6,43-12,11)	(4,66-15,54)	(1,79-22,91)
	<i>p</i>	0,057	<b>0,0001</b> g,h,i,k,l	0,123	0,581	<b>0,001</b> b,d,v	<b>0,0001</b> a,b,c,d,e,l,p,r ,t,v,y	<b>0,0001</b> a,c,e,t	<b>0,0001</b> b,c,d,e,k,p,y	<b>0,0001</b> a,b,c,d,e,f,g,k ,l,p,t,v,y	<b>0,0001</b> a,c,d,f,g,i,l,m, o,p,r,t,u,v,y	0,109	<b>0,0001</b> a,d,f,g,i,k,l, m,p,r,s,t,u,v ,y

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, GP-BC; b, GP-SB; c, GP-CS; d, GP-IE; e, GP-VM; f, GP-IL; g, BC-SB; h, BC-CS; i, BC-IE; k, BC-VM; l, BC-IL; m, SB-CS; n, SB-IE; o, SB-VM; p, SB-IL; r, CS-IE; s, CS-VM; t, CS-IL; u, IE-VM; v, IE-IL; y, VM-IL arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.



S solüsyonunda bekletilen materyaller arasında  $\Delta$ GU değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 zaman aralığında anlamsızken ( $p=0,581$ ), T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık T12-T60 zaman aralığında GP materyali ile SB ve IE materyalleri arasında ve VM ile IL materyalleri arasında, T0-T60 zaman aralıklarında GP ve IL materyalleri ile BC, SB, CS, IE ve VM materyalleri arasında ve CS ile IE materyalleri arasında görüldü. 60. günde, S solüsyonunda en yüksek  $\Delta$ GU GP materyalinde, en düşük  $\Delta$ GU IE materyalinde tespit edildi.

E solüsyonunda bekletilen materyaller arasında  $\Delta$ GU değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık T0-T12 zaman aralığında GP materyali ile BC, CS ve VM materyalleri arasında ve IL materyali ile BC ve CS materyalleri arasında, T12-T60 zaman aralığında GP materyali ile SB, CS, IE ve VM materyalleri arasında, BC ile VM materyalleri arasında ve IL materyali ile SB ve VM materyalleri arasında, T0-T60 zaman aralığında GP materyali ile BC, SB, CS, IE, VM ve IL materyalleri arasında, BC materyali ile SB ve VM materyalleri arasında ve IL materyali ile BC, SB, CS, IE ve VM materyalleri arasında görüldü. 60. günde, E solüsyonunda en yüksek  $\Delta$ GU GP materyalinde, en düşük  $\Delta$ GU IL materyalinde tespit edildi.

H solüsyonunda bekletilen materyaller arasında  $\Delta$ GU değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlıyken ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ), T12-T60 zaman aralığında anlamsız ( $p=0,109$ ) bulundu. Bu anlamlılık T0-T12 zaman aralığında GP materyali ile BC, CS, IE ve IL materyalleri arasında, SB ve IE materyalleri ile BC, CS ve VM materyalleri arasında ve IL materyali ile BC, SB, CS, IE ve VM materyalleri arasında, T0-T60 zaman aralığında GP materyali ile BC, IE, VM ve IL materyalleri arasında, BC materyali ile SB, IE ve VM materyalleri arasında, SB ile CS materyalleri arasında, IE materyali ile CS ve VM materyalleri arasında ve IL materyali ile BC, SB, CS, IE ve VM materyalleri arasında görüldü. 60. günde, H solüsyonunda en yüksek  $\Delta$ GU VM materyalinde, en düşük  $\Delta$ GU IE materyalinde tespit edildi.

#### 4.5. Mikrosertlik Değişim Bulguları

Çalışmada GP, BC, SB, CS, IE, VM ve IL materyallerinin D, S, E ve H solüsyonlarında başlangıç (T0), 12. (T12) ve 60. (T60) günlerde mikrosertlikleri ölçülerek, elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

##### 4.5.1. Materyallere Göre Mikrosertlik Değişim Bulguları

Materyale göre her ölçüm zamanına ait mikrosertlik değerlerinin aritmetik ortalama, standart sapma, medyan ve anlamlılık değerleri Tablo 4.13'te, aritmetik ortalamalarının grafik ile ifadesi ise Şekil 4.11'de sunuldu.

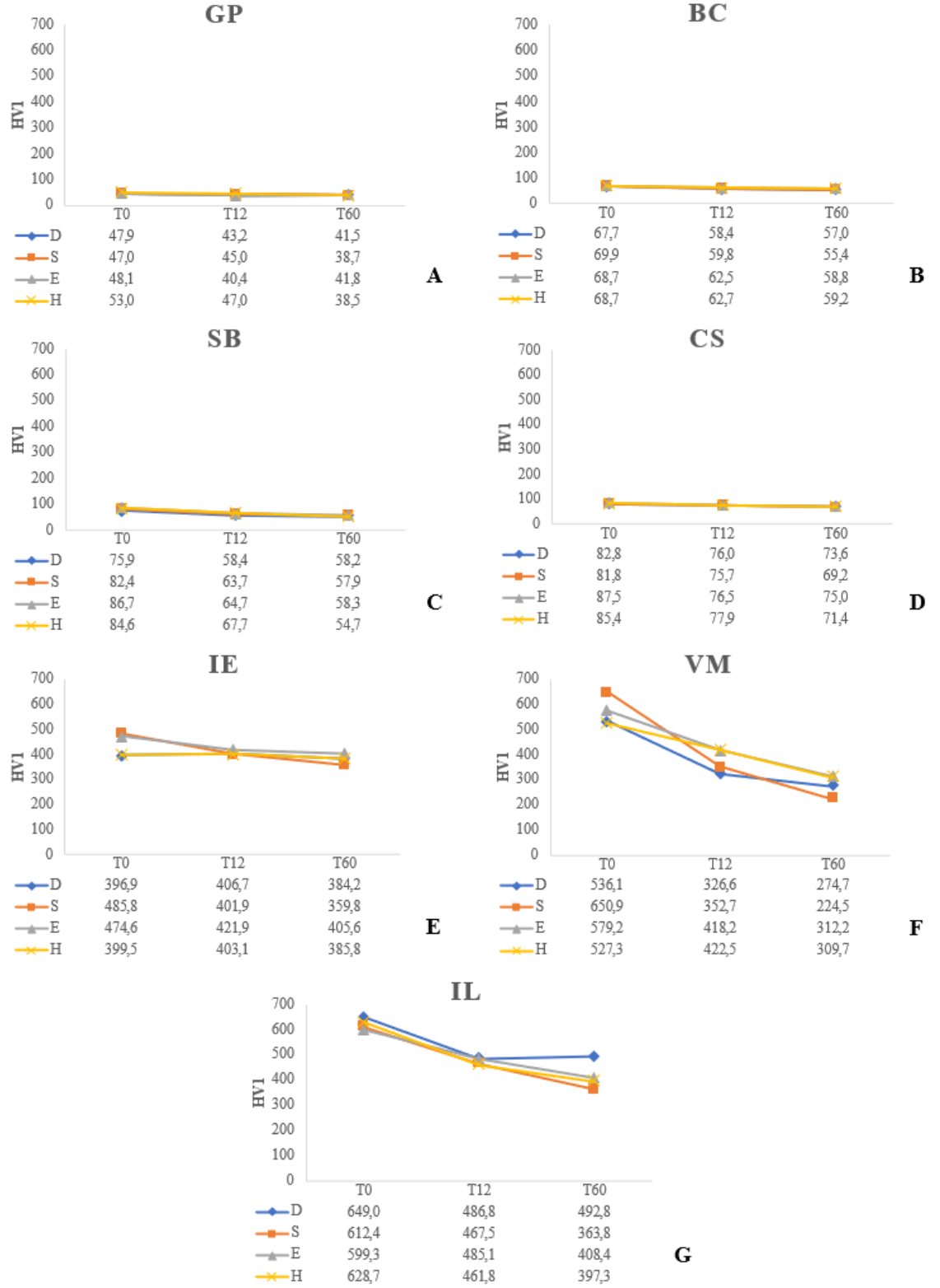
**Tablo 4.13.** Materyale göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) HV1 incelemesi

Materyal	Solüsyon	HV1	T0	T12	T60	p
GP	D	AO±SS	47,92±3,47	43,23±1,49	41,46±2,37	0,135
		Ortanca	48,2	42,83	42,28	
		(min-max)	(44,13-51,09)	(41,93-44,41)	(39,96-43,45)	
	S	AO±SS	47,03±2,6	44,96±2,28	38,68±1,92	<b>0,002</b>
		Ortanca	47,3	45,15	38,23	
		(min-max)	(44,68-49,3)	(43,09-46,53)	(37,19-39,45)	
	E	AO±SS	48,1±1,93	40,39±1,42	41,78±2,66	<b>0,002</b>
		Ortanca	48,2	40,98	42,23	
		(min-max)	(46,28-49,83)	(38,95-41,24)	(40-44,18)	
	H	AO±SS	52,97±3,24	46,95±2,6	38,46±2,59	<b>0,001</b>
		Ortanca	53,35	47,5	38,03	
		(min-max)	(50,45-55,75)	(44,86-49,05)	(35,93-40,8)	
<i>p</i>				<b>0,0001 b,c,d,f</b>	<b>0,012 f</b>	
BC	D	AO±SS	67,66±2,23	58,44±1,83	57±2,24	<b>0,001</b>
		Ortanca	68,15	58,58	56,85	
		(min-max)	(65,48-69,6)	(57,05-59,59)	(55,11-58,99)	
	S	AO±SS	69,89±4,04	59,84±4,16	55,43±2,28	<b>0,0001</b>
		Ortanca	68,58	60,5	55,35	
		(min-max)	(67,91-71,65)	(57,23-62,93)	(54,13-57,6)	
	E	AO±SS	68,73±3,16	62,5±1,62	58,76±1,79	<b>0,0001</b>
		Ortanca	68,05	62,78	59,03	
		(min-max)	(65,71-71,69)	(61,51-63,91)	(57-60,5)	
	H	AO±SS	68,73±3,19	62,73±3,59	59,18±1,94	<b>0,005</b>
		Ortanca	68,98	64,03	58,58	
		(min-max)	(67,56-70,81)	(60,81-64,71)	(57,89-60,94)	
<i>p</i>				<b>0,020 c</b>	<b>0,004 d,e,</b>	
SB	D	AO±SS	75,93±5,87	58,38±3,74	58,15±2,59	<b>0,002</b>
		Ortanca	76,2	57,5	58,5	
		(min-max)	(69,98-80,44)	(55,46-62,48)	(55,83-59,54)	
	S	AO±SS	82,44±4,78	63,71±3,33	57,91±2,9	<b>0,001</b>
		Ortanca	81,28	64,38	57,5	
		(min-max)	(78,08-87,75)	(60,68-66,33)	(55,26-60,44)	
	E	AO±SS	86,74±6,13	64,74±5,51	58,28±3,24	<b>0,001</b>
		Ortanca	86,23	64,03	58,23	
		(min-max)	(82,39-90,18)	(61,13-66,13)	(56-58,81)	
	H	AO±SS	112,38±19,6	67,68±4,35	54,73±4,94	<b>0,0001</b>
		Ortanca	115,75	67,8	54,8	
		(min-max)	(98,91-129,09)	(64,56-71,29)	(52,25-56,53)	
<i>p</i>				<b>0,002 b,c,</b>	0,161	

**Tablo 4.13. devam** Materyale göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) HV1 incelemesi

CS	D	AO±SS	82,83±5,1	75,98±5,86	73,6±4,73	<b>0,011</b> z
		Ortanca	82,05	73,73	72,83	
		(min-max)	(78,1-86,78)	(71,81-79,2)	(70,44-75,93)	
	S	AO±SS	81,83±4	75,66±3,55	69,16±3,07	<b>0,0001</b> z
		Ortanca	82,9	76,2	69,93	
		(min-max)	(78,5-84,49)	(71,88-78,61)	(66,01-71,28)	
	E	AO±SS	87,52±4,2	76,51±1,77	74,95±3,3	<b>0,002</b> x,z
		Ortanca	87,1	76,38	76,15	
		(min-max)	(84,11-89,21)	(74,86-78,03)	(71,83-77,49)	
	H	AO±SS	85,41±4,32	77,89±2,81	71,41±2,85	<b>0,001</b> z
		Ortanca	85,2	78,88	72	
		(min-max)	(81,63-88,56)	(74,71-80,23)	(68,51-73,33)	
<i>p</i>			0,316	<b>0,016 d</b>		
IE	D	AO±SS	396,87±74,75	406,69±90,23	384,24±70,78	0,687
		Ortanca	390,55	369,05	365,58	
		(min-max)	(346,11-457,94)	(343,53-498,3)	(325,78-462,84)	
	S	AO±SS	485,8±61,33	401,85±42,45	359,81±53,68	<b>0,044</b> z
		Ortanca	485,57	387,58	339,68	
		(min-max)	(427,21-524,4)	(364,99-432,43)	(317,06-400,68)	
	E	AO±SS	474,63±47,7	421,89±49,04	405,6±41,8	<b>0,005</b> z
		Ortanca	480,23	412,1	403,98	
		(min-max)	(427,56-507,25)	(405,06-464,29)	(395,23-437)	
	H	AO±SS	399,48±26,64	403,14±59,11	385,83±30,58	0,882
		Ortanca	398,13	375,13	376,05	
		(min-max)	(375,14-413,39)	(354,13-466,71)	(366,6-417,35)	
<i>p</i>			0,914	0,38		
VM	D	AO±SS	536,14±75,08	326,59±58,21	274,74±31,15	<b>0,002</b> z
		Ortanca	547,15	331,43	272,68	
		(min-max)	(500,36-574,53)	(274,51-375,24)	(245,79-307,69)	
	S	AO±SS	650,91±92,91	352,65±89,11	224,54±51,43	<b>0,001</b> z
		Ortanca	661,25	330,88	215,55	
		(min-max)	(582,9-705,2)	(287,49-392,43)	(189,88-234,06)	
	E	AO±SS	579,24±69,58	418,17±93,88	312,24±61,29	<b>0,001</b> z
		Ortanca	576,87	381,83	305,53	
		(min-max)	(548,98-617,15)	(347,95-495,21)	(255,19-374,56)	
	H	AO±SS	527,28±67,48	422,46±46,62	309,67±33,75	<b>0,001</b> z
		Ortanca	535,15	414,2	301,43	
		(min-max)	(496,93-585,58)	(385,94-459,84)	(281,3-335,25)	
<i>p</i>			<b>0,036 a,f</b>	<b>0,005 d,e</b>		
IL	D	AO±SS	648,96±43	486,84±53,44	492,79±38,75	<b>0,002</b> x,z
		Ortanca	659,7	502,53	500,58	
		(min-max)	(602,04-677,43)	(430,25-509,23)	(469,8-516,28)	
	S	AO±SS	615,72±44,04	467,53±81,16	363,79±87,59	<b>0,0001</b> z
		Ortanca	612,4	497,28	393,55	
		(min-max)	(577,18-639,2)	(400,91-533,65)	(277,19-425,56)	
	E	AO±SS	599,28±28,11	485,07±76,22	408,39±72,92	<b>0,002</b> x,z
		Ortanca	591,08	525,08	414,05	
		(min-max)	(579,04-631,41)	(416,73-541,48)	(340,74-459,86)	
	H	AO±SS	628,72±29,34	461,84±86,28	397,32±65,69	<b>0,0001</b> z
		Ortanca	641,1	471,65	396,6	
		(min-max)	(601,44-649,51)	(412,29-541,79)	(344,83-457,63)	
<i>p</i>			0,881	<b>0,005 a,c</b>		

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, D-S; b, D-E; c, D-H; d, S-E; e, S-H; f, E-H solüsyonları arasında; x, T0-T12; y, T12-T60; z, T0-T60 zaman aralıkları arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.



**Şekil 4.11.** Materyale göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) HV1 grafikleri. **A.** GC Gradia Plus, GP, **B.** Brilliant Crios Coltene, BC, **C.** Shofu Blok HC, SB, **D.** GC Cerasmart 270, CS, **E.** IPS Empress CAD, IE **F.** VITA Mark II, VM **G.** GC Initial LiSi, IL

Tablo 4.13 ve Şekil 4.11'e göre en yüksek mikrosertlik değeri VM materyalinde, en düşük mikrosertlik değeri GP materyalinde görüldü.

Farklı solüsyonlarda bekletilen GP materyalinden elde edilen HV1 değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,012$ ) bulundu. Bu anlamlılık 12. günde D ile H solüsyonları arasında ve E solüsyonu ile D, S ve H solüsyonları arasında, 60. günde E ile H solüsyonları arasında görüldü. Materyaller zaman aralıklarında incelendiğinde, S ve E solüsyonlarında T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında, H solüsyonunda T0-T60 zaman aralığında anlamlı fark bulunurken, D solüsyonunda anlamlı fark bulunmadı. 60. günde, GP materyalinde en yüksek mikrosertlik değeri D solüsyonunda, en düşük mikrosertlik değeri H solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen BC materyalinden elde edilen HV1 değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,020$ ;  $p=0,004$ ) bulundu. Bu anlamlılık 12. günde D ile H solüsyonları arasında, 60. günde S solüsyonu ile E ve H solüsyonları arasında görüldü. Materyaller zaman aralıklarında incelendiğinde, D, S, E ve H solüsyonlarında T0-T60 zaman aralığında anlamlı fark bulundu. 60. günde, BC materyalinde en yüksek mikrosertlik değeri H solüsyonunda, en düşük mikrosertlik değeri S solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen SB materyalinden elde edilen HV1 değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. günde anlamlıyken ( $p=0,002$ ), 60. günde anlamsız ( $p=0,161$ ) bulundu. Bu anlamlılık 12. günde D solüsyonu ile E ve H solüsyonları arasında görüldü. Materyaller zaman aralıklarında incelendiğinde, D solüsyonunda T0-T12 ve T0-T60, S, E ve H solüsyonlarında T0-T60 zaman aralığında anlamlı fark bulundu. 60. günde, SB materyalinde en yüksek mikrosertlik değeri D solüsyonunda, en düşük mikrosertlik değeri H solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen CS materyalinden elde edilen HV1 değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. günde anlamsızken ( $p=0,316$ ), 60. günde anlamlı ( $p=0,016$ ) bulundu. Bu anlamlılık 60. günde S ile E solüsyonları arasında görüldü. Materyaller zaman aralıklarında incelendiğinde, D, S ve H solüsyonlarında T0-T60 zaman aralığında, E solüsyonunda T0-T12 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı fark

bulundu. 60. günde, CS materyalinde en yüksek mikrosertlik değeri E solüsyonunda, en düşük mikrosertlik değeri S solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen EI materyalinden elde edilen HV1 değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamsız ( $p=0,914$ ;  $p=0,380$ ) bulundu. Başlangıç, 12. gün ve 60. günde solüsyonlar arasında anlamlı fark görülmedi. Materyaller zaman aralıklarında incelendiğinde, S ve E solüsyonlarında T0-T60 zaman aralığında anlamlı fark bulunurken, D ve H solüsyonlarında anlamlı fark bulunmadı. 60. günde, IE materyalinde en yüksek mikrosertlik değeri E solüsyonunda, en düşük mikrosertlik değeri S solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen VM materyalinden elde edilen HV1 değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,036$ ;  $p=0,005$ ) bulundu. Bu anlamlılık 12. güne D ile S solüsyonları ve E ile H solüsyonları arasında, 60. günde S solüsyonu ile E ve H solüsyonları arasında görüldü. Materyaller zaman aralıklarında incelendiğinde, D, S, E ve H solüsyonlarında T0-T60 zaman aralığında anlamlı fark bulundu. 60. günde, VM materyalinde en yüksek mikrosertlik değeri H solüsyonunda, en düşük mikrosertlik değeri S solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen IL materyalinden elde edilen HV1 değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. günde anlamsızken ( $p=0,881$ ), 60. günde anlamlı ( $p=0,005$ ) bulundu. Bu anlamlılık 60. günde D solüsyonu ile S ve H solüsyonları arasında görüldü. Materyaller zaman aralıklarında incelendiğinde, D ve E solüsyonlarında T0-T12 ve T0-T60, S ve H solüsyonlarında T0-T60 zaman aralığında anlamlı fark bulundu. 60. günde, IL materyalinde en yüksek mikrosertlik değeri D solüsyonunda, en düşük mikrosertlik değeri S solüsyonunda tespit edildi.

Materyallere göre zaman içinde elde edilen  $\Delta HV1$  değerlerine ait aritmetik ortalama, standart sapma, medyan ve anlamlılık değerleri Tablo 4.14'te sunuldu.

**Tablo 4.14.** Materyale göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında  $\Delta$ HV1 incelemesi

Materyal	Solüsyon	$\Delta$ HV1	T0-T12	T12-T60	T0-T60
GP	D	AO±SS	4,69±4,62	1,77±2,36	6,46±5,37
		Ortanca	5,9	1,33	7
		(min-max)	(0-8,05)	(-0,23-3,7)	(0,6-10,08)
	S	AO±SS	2,07±3,05	6,28±3,64	8,35±4,13
		Ortanca	2,88	7,08	8,98
		(min-max)	(0,21-4,21)	(2,58-8,99)	(6-11,89)
	E	AO±SS	7,71±2,94	-1,39±3,03	6,33±3,17
		Ortanca	7,78	-2,5	6,58
		(min-max)	(5,3-10,46)	(-3,63-1,04)	(3,9-8,81)
	H	AO±SS	6,02±5,09	8,49±4,15	14,51±3,77
		Ortanca	7,1	8,15	14,9
		(min-max)	(1,73-9,84)	(4,49-11,68)	(10,43-17,85)
		<i>p</i>	<b>0,059</b>	<b>0,0001 c,d,f</b>	<b>0,001 c,e,f</b>
BC	D	AO±SS	9,22±3,73	1,44±1,09	10,66±4,34
		Ortanca	9,38	1,53	11,48
		(min-max)	(6,55-12,4)	(0,65-2,3)	(6,54-14,44)
	S	AO±SS	10,04±4,43	4,41±2,8	14,46±3,86
		Ortanca	10,08	4,88	15
		(min-max)	(6,61-14,44)	(1,44-6,76)	(11,03-16,98)
	E	AO±SS	6,23±4,33	3,74±1,76	9,97±3,93
		Ortanca	4,3	4,08	9,38
		(min-max)	(2,5-11,04)	(2,63-4,79)	(6,85-14,09)
	H	AO±SS	5,99±5,77	3,55±4,02	9,54±4,65
		Ortanca	6,23	4,53	10,63
		(min-max)	(1,88-7,86)	(-0,46-6,51)	(5,73-13,3)
		<i>p</i>	<b>0,214</b>	<b>0,158</b>	<b>0,101</b>
SB	D	AO±SS	17,54±6,25	0,23±1,93	17,78±6,56
		Ortanca	17,43	-0,43	18,88
		(min-max)	(13,25-23,41)	(-1,14-2,3)	(12,75-23,58)
	S	AO±SS	18,73±7,49	5,79±4,02	24,53±4,42
		Ortanca	17,4	7,83	23,88
		(min-max)	(13,23-26,7)	(2,7-8,89)	(22-27,53)
	E	AO±SS	22±8,75	6,46±7,05	28,46±6,44
		Ortanca	23,3	7,18	27,45
		(min-max)	(13,98-29,38)	(3,59-9,23)	(23,06-33,76)
	H	AO±SS	44,7±20,32	12,96±3,55	57,65±18,7
		Ortanca	46,88	13,43	61,75
		(min-max)	(31,06-64,15)	(9,68-14,43)	(44,84-74,71)
		<i>p</i>	<b>0,0001 c,e,f</b>	<b>0,0001 c</b>	<b>0,0001 c,e,f</b>
CS	D	AO±SS	196,82±6,62	-0,71±6,4	196,11±7,74
		Ortanca	196,6	-2,69	195,7
		(min-max)	(191,08-201,56)	(-4,18-3,33)	(189,78-203,77)
	S	AO±SS	209,46±10,29	8,02±4,33	217,48±9,15
		Ortanca	214,49	8,72	217,72
		(min-max)	(199,79-217,74)	(3,98-10,69)	(213,89-225,87)
	E	AO±SS	188,76±10,21	4,34±4,8	193,1±7,64
		Ortanca	187,85	3	189,78
		(min-max)	(180,4-198,92)	(0,03-8,2)	(187,18-202,06)
	H	AO±SS	192,26±8,37	9,83±7,93	202,09±11,51
		Ortanca	189,81	11,62	197,4
		(min-max)	(188,52-194,24)	(2,07-13,07)	(192,75-211,74)
		<i>p</i>	<b>0,411</b>	<b>0,006 d,f</b>	<b>0,434</b>
IE	D	AO±SS	-9,82±114,94	22,44±47,71	12,63±90,54
		Ortanca	-15,33	9,93	0,37
		(min-max)	(-98,28-107,16)	(-12,36-44,93)	(-68,24-102,75)
	S	AO±SS	83,95±76,74	42,04±46,95	125,99±109,52
		Ortanca	97,33	21,5	143,35
		(min-max)	(31,7-139,82)	(7,58-96,54)	(22,53-198,37)
	E	AO±SS	52,74±72,53	16,29±13,66	69,03±66,27
		Ortanca	46,75	11,68	60,25
		(min-max)	(5,75-126,63)	(5,34-30,6)	(23,98-132,84)
	H	AO±SS	-3,66±72,85	17,31±31,87	13,65±48,43
		Ortanca	9,5	3,15	3,27
		(min-max)	(-75,69-54,65)	(-8,19-53,58)	(-18,15-43,13)
		<i>p</i>	<b>0,109</b>	<b>0,562</b>	<b>0,029 a,e</b>

**Tablo 4.14. devam** Materyale göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında  $\Delta HV1$  incelemesi

VM	D	AO $\pm$ SS	209,55 $\pm$ 124,07	51,86 $\pm$ 40,62	261,41 $\pm$ 100,3	
		Ortanca (min-max)	214,33 (128,24-304)	55,73 (15,73-87,29)	276,6 (216,35-323,35)	
	S	AO $\pm$ SS	298,26 $\pm$ 169,33	128,11 $\pm$ 41,15	426,37 $\pm$ 136,94	
		Ortanca (min-max)	327,33 (199,08-432,61)	119,4 (93,85-162,83)	440,35 (358,59-523,15)	
	E	AO $\pm$ SS	161,07 $\pm$ 117,12	105,93 $\pm$ 57,15	267 $\pm$ 83,92	
		Ortanca (min-max)	153,77 (87,33-258,06)	103,13 (51,46-150,61)	240,23 (197,88-364,7)	
	H	AO $\pm$ SS	104,82 $\pm$ 101,67	112,79 $\pm$ 27,87	217,62 $\pm$ 88,51	
		Ortanca (min-max)	122,71 (70,42-183,17)	110,5 (85,41-136,36)	233,73 (166,09-295,67)	
			<i>p</i>	<b>0,04 e</b>	<b>0,008 a,c</b>	<b>0,002 a,d,e</b>
	IL	D	AO $\pm$ SS	162,11 $\pm$ 75,35	-5,94 $\pm$ 23,03	156,17 $\pm$ 63,93
			Ortanca (min-max)	144,73 (92,84-244,94)	-5,43 (-13,58-10,33)	152,15 (94,43-212,94)
		S	AO $\pm$ SS	148,18 $\pm$ 90,81	103,74 $\pm$ 44,17	251,93 $\pm$ 75,11
Ortanca (min-max)			135,78 (61,08-236,14)	108,68 (65,8-145,18)	223,85 (189,6-315,59)	
E		AO $\pm$ SS	114,21 $\pm$ 82,62	76,68 $\pm$ 101,95	190,89 $\pm$ 84,12	
		Ortanca (min-max)	108,03 (41,4-180,26)	67,85 (-16,44-186,44)	191,78 (133,73-248,71)	
H		AO $\pm$ SS	166,88 $\pm$ 80,62	64,52 $\pm$ 33,73	231,4 $\pm$ 54,99	
		Ortanca (min-max)	174,15 (98,65-219,2)	69 (38,3-91,34)	230,68 (178,43-274,01)	
		<i>p</i>	0,581	<b>0,007 a,b</b>	0,051	

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, D-S; b, D-E; c, D-H; d, S-E; e, S-H; f, E-H solüsyonları arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.

Tablo 4.14'e göre en yüksek mikrosertlik değişimi VM materyalinde, en düşük mikrosertlik değişimi GP materyalinde görülmüştür.

Farklı solüsyonlarda beklenen GP materyalinden elde edilen  $\Delta HV1$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 anlamsızken ( $p=0,059$ ), T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,001$ ) bulundu. Bu anlamlılık T12-T60 zaman aralığında D ile H solüsyonları ve E solüsyonu ile S ve H solüsyonları arasında, T0-T60 zaman aralığında H solüsyonu ile D, S ve E solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, GP materyalinde en yüksek mikrosertlik değişimi H solüsyonunda, en düşük değişim E solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda beklenen BC materyalinden elde edilen  $\Delta HV1$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamsız ( $p=0,214$ ;  $p=0,158$ ;  $p=0,101$ ) bulundu. 60. günde, BC materyalinde en yüksek mikrosertlik değişimi S solüsyonunda, en düşük değişim H solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda beklenen SB materyalinden elde edilen  $\Delta HV1$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık T0-T12 zaman



aralığında H solüsyonu ile D, S ve E solüsyonları arasında, T12-T60 zaman aralığında D ile H solüsyonları arasında, T0-T60 zaman aralığında H solüsyonu ile D, S ve E solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, SB materyalinde en yüksek mikrosertlik değişimi H solüsyonunda, en düşük değişim D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen CS materyalinden elde edilen  $\Delta HV1$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamsızken ( $p=0,411$ ;  $p=0,434$ ), T12-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,006$ ) bulundu. Bu anlamlılık T12-T60 zaman aralığında E solüsyonu ile S ve H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, CS materyalinde en yüksek mikrosertlik değişimi S solüsyonunda, en düşük değişim E solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen EI materyalinden elde edilen  $\Delta HV1$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T12-T60 zaman aralıklarında anlamsızken ( $p=0,109$ ;  $p=0,562$ ), T0-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,029$ ) bulundu. Bu anlamlılık T0-T60 zaman aralığında S solüsyonu ile D ve H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, EI materyalinde en yüksek mikrosertlik değişimi S solüsyonunda, en düşük değişim D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen VM materyalinden elde edilen  $\Delta HV1$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,04$ ;  $p=0,008$ ;  $p=0,002$ ) bulundu. Bu anlamlılık T0-T12 zaman aralığında S ile H solüsyonları arasında, T12-T60 zaman aralığında D ile S ve H solüsyonları arasında, T0-T60 zaman aralığında S solüsyonu ile D, S ve H solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, VM materyalinde en yüksek mikrosertlik değişimi S solüsyonunda, en düşük değişim D solüsyonunda tespit edildi.

Farklı solüsyonlarda bekletilen IL materyalinden elde edilen  $\Delta HV1$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12 ve T10-T60 zaman aralıklarında anlamsızken ( $p=0,581$ ;  $p=0,051$ ), T12-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,007$ ) bulundu. Bu anlamlılık T12-T60 zaman aralığında D solüsyonu ile S ve E solüsyonları arasında görüldü. 60. günde, IL materyalinde en yüksek mikrosertlik değişimi S solüsyonunda, en düşük değişim D solüsyonunda tespit edildi.

#### 4.5.2. Solüsyonlara Göre Mikrosertlik Değişim Bulguları

Solüsyona göre materyallerin her bir ölçüm zamanına ait mikrosertlik değerlerinin aritmetik ortalama, standart sapma, medyan ve anlamlılık değerleri Tablo 4.15'te, aritmetik ortalamalarının grafik ile ifadesi ise Şekil 4.12'de sunuldu.

Tablo 4.16 ve Şekil 4.12'e göre en yüksek mikrosertlik değeri D solüsyonunda, en düşük mikrosertlik değeri H solüsyonunda görüldü.

D solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin HV1 değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) anlamlı bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde IL materyali ile GP, BC, SB, CS ve VM materyali arasında, IE ve VM materyali ile GP, BC, SB ve CS materyalleri arasında, 60. günde GP materyali ile IE, VM ve IL materyali arasında, BC ile IL materyalleri arasında ve SB ile IE ve IL materyalleri arasında görüldü.

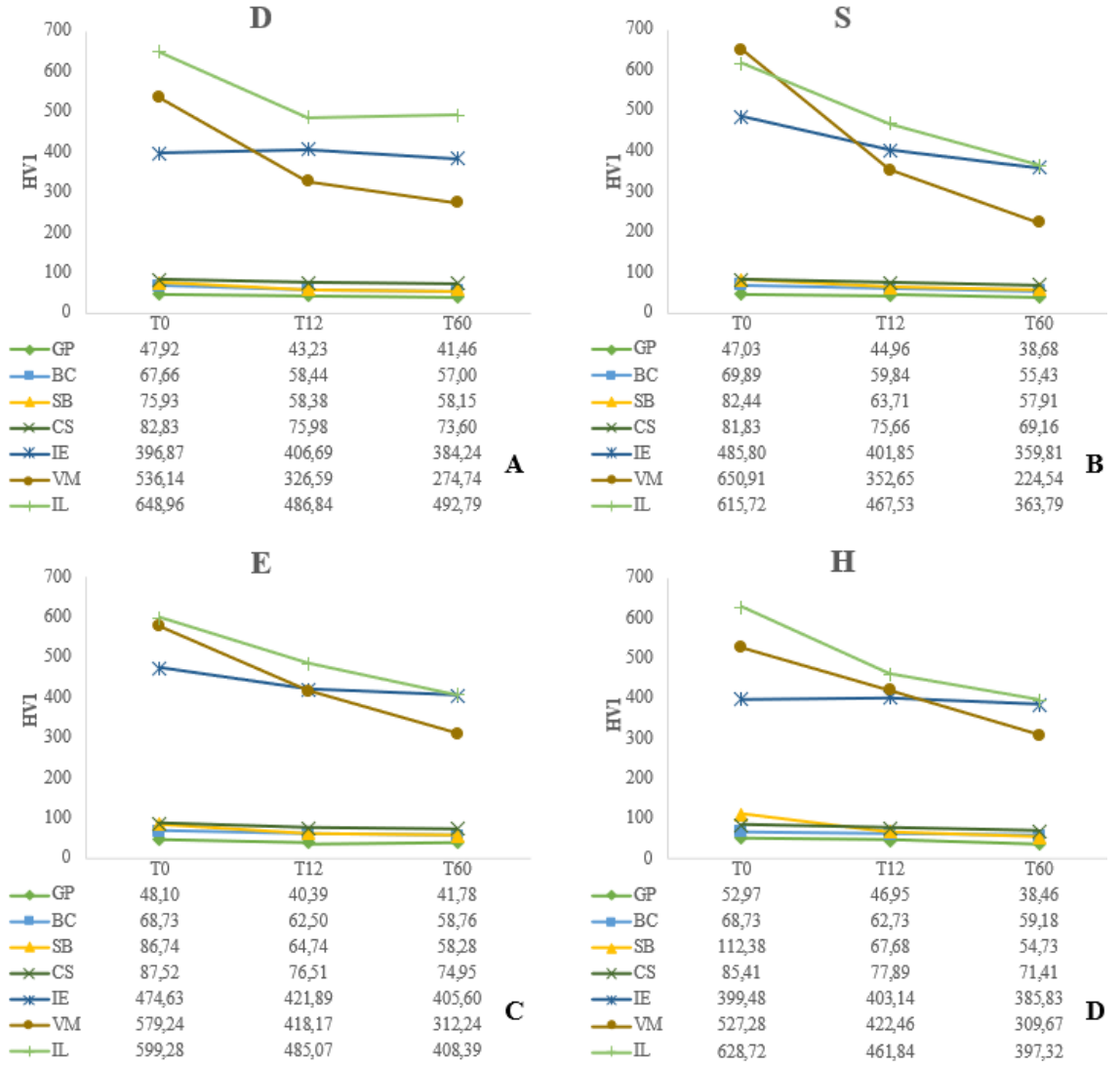
S solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin HV1 değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde IL materyali ile GP, BC, SB, CS ve VM materyali arasında, IE ve VM materyalleri ile GP, BC, SB ve CS materyalleri arasında, 60. günde IE ve IL materyalleri ile GP, BC ve SB materyali arasında ve GP ile VM materyalleri arasında görüldü.

E solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin HV1 değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde IL, VM ve IE materyalleri ile GP, BC, SB ve CS materyalleri arasında, 60. günde IL materyali ile GP, BC, SB, CS ve VM materyalleri arasında, VM materyali ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında ve IE materyali ile GP, BC, SB ve CS materyalleri arasında görüldü.

**Tablo 4.15.** Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) HV1 incelemesi

Solüsyon		D			S			E			H		
Materyal	Zaman	T0	T12	T60	T0	T12	T60	T0	T12	T60	T0	T12	T60
	HV1												
GP	AO±SS	47,92±3,47	43,23±1,49	41,46±2,37	47,03±2,6	44,96±2,28	38,68±1,92	48,1±1,93	40,39±1,42	41,78±2,66	52,97±3,24	46,95±2,6	38,46±2,59
	Ortanc a (min-max)	48,2 (44,13-51,09)	42,83 (41,93-44,41)	42,28 (39,96-43,45)	47,3 (44,68-49,3)	45,15 (43,09-46,53)	38,23 (37,19-39,45)	48,2 (46,28-49,83)	40,98 (38,95-41,24)	42,23 (40-44,18)	53,35 (50,45-55,75)	47,5 (44,86-49,05)	38,03 (35,93-40,8)
BC	AO±SS	67,66±2,23	58,44±1,83	57±2,24	69,89±4,04	59,84±4,16	55,43±2,28	68,73±3,16	62,5±1,62	58,76±1,79	68,73±3,19	62,73±3,59	59,18±1,94
	Ortanc a (min-max)	68,15 (65,48-69,6)	58,58 (57,05-59,59)	56,85 (55,11-58,99)	68,58 (67,91-71,65)	60,5 (57,23-62,93)	55,35 (54,13-57,6)	68,05 (65,71-71,69)	62,78 (61,51-63,91)	59,03 (57-60,5)	68,98 (67,56-70,81)	64,03 (60,81-64,71)	58,58 (57,89-60,94)
SB	AO±SS	75,93±5,87	58,38±3,74	58,15±2,59	82,44±4,78	63,71±3,33	57,91±2,9	86,74±6,13	64,74±5,51	58,28±3,24	112,38±19,6	67,68±4,35	54,73±4,94
	Ortanc a (min-max)	76,2 (69,98-80,44)	57,5 (55,46-62,48)	58,5 (55,83-59,54)	81,28 (78,08-87,75)	64,38 (60,68-66,33)	57,5 (55,26-60,44)	86,23 (82,39-90,18)	64,03 (61,13-66,13)	58,23 (56-58,81)	115,75 (98,91-129,1)	67,8 (64,56-71,29)	54,8 (52,25-56,53)
CS	AO±SS	82,83±5,1	75,98±5,86	73,6±4,73	81,83±4	75,66±3,55	69,16±3,07	87,52±4,2	76,51±1,77	74,95±3,3	85,41±4,32	77,89±2,81	71,41±2,85
	Ortanc a (min-max)	82,05 (78,1-86,78)	73,73 (71,81-79,2)	72,83 (70,44-75,93)	82,9 (78,5-84,49)	76,2 (71,88-78,61)	69,93 (66,01-71,28)	87,1 (84,11-89,21)	76,38 (74,86-78,03)	76,15 (71,83-77,49)	85,2 (81,63-88,56)	78,88 (74,71-80,23)	72 (68,51-73,33)
IE	AO±SS	396,87±74,75	406,69±90,23	384,24±70,78	485,8±61,33	401,85±42,45	359,81±53,68	474,63±47,7	421,89±49,04	405,6±41,8	399,48±26,64	403,14±59,11	385,83±30,58
	Ortanc a (min-max)	390,55 (346,11-457,94)	369,05 (343,53-498,3)	365,58 (325,78-462,84)	485,57 (427,21-524,4)	387,58 (364,99-432,43)	339,68 (317,06-400,68)	480,23 (427,56-507,25)	412,1 (405,06-64,29)	403,98 (395,23-437)	398,13 (375,14-413,39)	375,13 (354,13-466,71)	376,05 (366,6-417,35)
VM	AO±SS	536,14±75,08	326,59±58,21	274,74±31,15	650,91±92,91	352,65±89,11	224,54±51,43	579,24±69,58	418,17±93,88	312,24±61,29	527,28±67,48	422,46±46,62	309,67±33,75
	Ortanc a (min-max)	547,15 (500,36-74,53)	331,43 (274,51-375,24)	272,68 (245,79-307,69)	661,25 (582,9-705,2)	330,88 (287,49-392,43)	215,55 (189,88-234,06)	576,87 (548,98-617,15)	381,83 (347,95-495,21)	305,53 (255,19-374,56)	535,15 (496,93-585,58)	414,2 (385,94-459,84)	301,43 (281,3-335,25)
IL	AO±SS	648,96±43	486,84±53,44	492,79±38,75	615,72±44,04	467,53±81,16	363,79±87,59	599,28±28,11	485,07±76,22	408,39±72,92	628,72±29,34	461,84±86,28	397,32±65,69
	Ortanc a (min-max)	659,7 (602,04-77,43)	502,53 (430,25-509,23)	500,58 (469,8- 516,28)	612,4 (577,18-639,2)	497,28 (400,91-533,65)	393,55 (277,19-425,56)	591,08 (579,04-631,41)	525,08 (416,73-541,48)	414,05 (340,74-459,86)	641,1 (601,44-649,51)	471,65 (412,29-541,79)	396,6 (344,83-457,63)
<i>p</i>		<b>0,0001</b>	<b>0,0001</b>	<b>d,e,f,i,k,l,n,o,p, r,s,t,u,v,y</b>	<b>0,0001</b>	<b>d,e,f,i,k,l,n,o,p, r,s,t,y</b>	<b>0,0001</b>	<b>0,0001</b>	<b>d,e,f,i,k,l,n,o,p, r,s,t</b>	<b>0,0001</b>	<b>d,e,f,i,k,l,n,o,p, r,s,t</b>	<b>0,0001</b>	<b>d,e,f,i,k,l,n,o,p, r,s,t,u,y</b>

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, GP-BC; b, GP-SB; c, GP-CS; d, GP-IE; e, GP-VM; f, GP-IL; g, BC-SB; h, BC-CS; i, BC-IE; k, BC-VM; l, BC-IL; m, SB-CS; n, SB-IE; o, SB-VM; p, SB-IL; r, CS-IE; s, CS-VM; t, CS-IL; u, IE-VM; v, IE-IL; y, VM-IL arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.



**Şekil 4.12.** Solüsyona göre başlangıç (T0), 12. gün (T12) ve 60. gün (T60) HV1 grafikleri. **A.** GC Gradia Plus, GP, **B.** Brilliant Crios Coltene, BC, **C.** Shofu Blok HC, SB, **D.** GC Cerasmart 270, CS, **E.** IPS Empress CAD, IE **F.** VITA Mark II, VM **G.** GC Initial LiSi, IL

H solüsyonunda beklenen farklı materyallerin HV1 değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak 12. ve 60. günlerde anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık, 12. günde IL, VM ve IE materyalleri ile GP, BC, SB ve CS materyalleri arasında, 60. günde IL materyali ile GP, BC, SB, CS ve VM materyalleri arasında, VM materyali ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında ve IE materyali ile GP, BC, SB ve CS materyalleri arasında görüldü.

60. günde, tüm solüsyonlarda en yüksek mikrosertlik değeri IL materyalinde, en düşük mikrosertlik değeri GP materyalinde tespit edildi.

Solüsyonlara göre zaman içinde elde edilen  $\Delta HV1$  değerlerine ait aritmetik ortalama, standart sapma, medyan ve anlamlılık değerleri Tablo 4.16’da sunuldu.

Tablo 4.16’ya göre en yüksek mikrosertlik değişimi S solüsyonunda, en düşük pürüzlülük değişimi E solüsyonunda görüldü.

D solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin  $\Delta HV1$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,02$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık T0-T12 zaman aralığında VM ve IL materyalleri ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında, T12-T60 zaman aralığında VM ile IL materyalleri arasında, T0-T60 zaman VM ve IL materyalleri ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında ve VM ile IL materyalleri arasında görüldü. 60. günde, D solüsyonunda en yüksek mikrosertlik değişimi IL materyalinde, en düşük mikrosertlik değişimi GP materyalinde tespit edildi.

S solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin  $\Delta HV1$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık T0-T12 zaman aralığında VM materyali ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında ve IL materyali ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında, T12-T60 zaman aralığında VM materyali ile GP, BC, SB ve CS materyalleri arasında ve IL materyali ile GP, BC, SB ve CS materyalleri arasında, T0-T60 zaman aralığında IE materyali ile GP, CS ve IL materyalleri arasında, VM materyali ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında ve IL materyali ile GP, BC, SB, CS ve VM materyalleri arasında görüldü. 60. günde, S solüsyonunda en yüksek mikrosertlik değişimi VM materyalinde, en düşük mikrosertlik değişimi GP materyalinde tespit edildi.

**Tablo 4.16.** Solüsyona göre T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında ΔHV1 incelemesi

Solüsyon		D			S			E			H		
Materyal	Zaman aralığı	T0-T12	T12-T60	T0-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T60	T0-T12	T12-T60	T0-T60
	ΔHV1												
GP	AO±SS	4,69±4,62	1,77±2,36	6,46±5,37	2,07±3,05	6,28±3,64	8,35±4,13	7,71±2,94	-1,39±3,03	6,33±3,17	6,02±5,09	8,49±4,15	14,51±3,77
	Ortanca (min-max)	5,9 (0-8,05)	1,33 (-0,23-3,7)	7 (0,6-10,08)	2,88 (0,21-4,21)	7,08 (2,58-8,99)	8,98 (6-11,89)	7,78 (5,3-10,46)	-2,5 (-3,63-1,04)	6,58 (3,9-8,81)	7,1 (1,73-9,84)	8,15 (4,49-11,68)	14,9 (10,43-17,85)
BC	AO±SS	9,22±3,73	1,44±1,09	10,66±4,34	10,04±4,43	4,41±2,8	14,46±3,86	6,23±4,33	3,74±1,76	9,97±3,93	5,99±5,77	3,55±4,02	9,54±4,65
	Ortanca (min-max)	9,38 (6,55-12,4)	1,53 (0,65-2,3)	11,48 (6,54-14,44)	10,08 (6,61-14,44)	4,88 (1,44-6,76)	15 (11,03-16,98)	4,3 (2,5-11,04)	4,08 (2,63-4,79)	9,38 (6,85-14,09)	6,23 (1,88-7,86)	4,53 (-0,46-6,51)	10,63 (5,73-13,3)
SB	AO±SS	17,54±6,25	0,23±1,93	17,78±6,56	18,73±7,49	5,79±4,02	24,53±4,42	22±8,75	6,46±7,05	28,46±6,44	44,7±20,32	12,96±3,55	57,65±18,7
	Ortanca (min-max)	17,43 (13,25-23,41)	-0,43 (-1,14-2,3)	18,88 (12,75-23,58)	17,4 (13,23-26,7)	7,83 (2,7-8,89)	23,88 (22-27,53)	23,3 (13,98-29,38)	7,18 (3,59-9,23)	27,45 (23,06-33,76)	46,88 (31,06-64,15)	13,43 (9,68-14,43)	61,75 (44,84-74,71)
CS	AO±SS	6,84±8,91	2,38±3,14	9,23±7,35	6,18±5	6,5±4,01	12,68±4,54	11,01±3,48	1,56±3,87	12,57±6,38	7,52±5,76	6,48±1,45	14±5,03
	Ortanca (min-max)	8,18 (2,3-13,29)	3,15 (0,53-5,04)	9 (6,1-15,43)	4,45 (2,48-11,29)	6,58 (2,28-10,34)	13,58 (9,66-16,08)	9,47 (8,59-12,89)	1,18 (-2,04-5,78)	11,25 (7,54-15,78)	7,73 (2,03-10,44)	6,88 (5,11-7,58)	13,63 (9,31-17,06)
IE	AO±SS	-9,82±114,94	22,44±47,71	12,63±90,54	83,95±76,74	42,04±46,95	125,99±109,5	52,74±72,53	16,29±13,66	69,03±66,27	-3,66±72,85	17,31±31,87	13,65±48,43
	Ortanca (min-max)	-15,33 (-98,28-107,16)	9,93 (-12,36-44,93)	0,37 (-68,24-102,75)	97,33 (31,7-139,82)	21,5 (7,58-96,54)	143,35 (22,53-198,37)	46,75 (5,75-126,63)	11,68 (5,34-30,6)	60,25 (23,98-132,84)	9,5 (-75,69-54,65)	3,15 (-8,19-53,58)	3,27 (-18,15-43,13)
VM	AO±SS	209,55±124,1	51,86±40,62	261,41±100,3	298,26±169,3	128,11±41,15	426,37±136,9	161,07±117,1	105,93±57,15	267±83,92	104,82±101,7	112,79±27,87	217,62±88,51
	Ortanca (min-max)	214,33 (128,24-304)	55,73 (15,73-87,29)	276,6 (216,35-323,35)	327,33 (199,08-432,61)	119,4 (93,85-162,83)	440,35 (358,59-523,15)	153,77 (87,33-258,06)	103,13 (51,46-150,61)	240,23 (197,88-364,7)	122,71 (70,42-183,17)	110,5 (85,41-136,36)	233,73 (166,09-295,67)
IL	AO±SS	162,11±75,35	-5,94±23,03	156,17±63,93	148,18±90,81	103,74±44,17	251,93±75,11	114,21±82,62	76,68±101,95	190,89±84,12	166,88±80,62	64,52±33,73	231,4±54,99
	Ortanca (min-max)	144,73 (92,84-244,94)	-5,43 (-13,58-10,33)	152,15 (94,43-212,94)	135,78 (61,08-236,14)	108,68 (65,8-145,18)	223,85 (189,6-315,59)	108,03 (41,4-180,26)	67,85 (-16,44-186,44)	191,78 (133,73-248,71)	174,15 (98,65-219,2)	69 (38,3-91,34)	230,68 (178,43-274,01)
p		<b>0,0001</b> e,f,k,l,o,p,s,t,u, v	<b>0,02</b> y	<b>0,0001</b> e,f,k,l,o,p,s,t,u, v,y	<b>0,0001</b> e,f,k,l,o,p,s,t,u, y	<b>0,0001</b> e,f,k,l,o,p,s,t	<b>0,0001</b> d,e,f,i,k,l,o,p,r, s,t,u,v,y	<b>0,0001</b> e,f,k,l,o,s,t,u	<b>0,0001</b> e,f,k,l,o,p,s,t,u	<b>0,0001</b> e,f,k,l,o,p,s,t,u, v	<b>0,0001</b> e,f,k,l,o,s,t,u,v	<b>0,0001</b> e,f,k,l,o,p,s,t,u, v,y	<b>0,0001</b> e,f,k,l,o,p,s,t,u,v

AO, aritmetik ortalama; SS, standart sapma; a, GP-BC; b, GP-SB; c, GP-CS; d, GP-IE; e, GP-VM; f, GP-IL; g, BC-SB; h, BC-CS; i, BC-IE; k, BC-VM; l, BC-IL; m, SB-CS; n, SB-IE; o, SB-VM; p, SB-IL; r, CS-IE; s, CS-VM; t, CS-IL; u, IE-VM; v, IE-IL; y, VM-IL arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir.

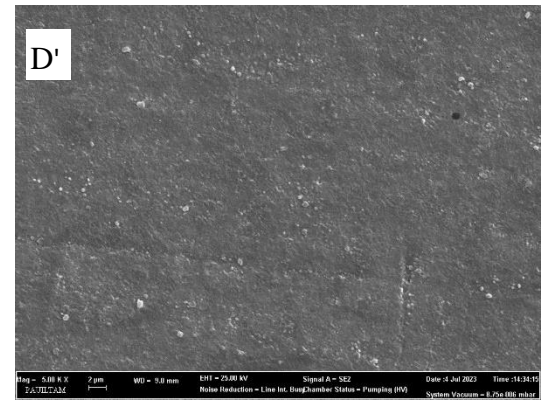
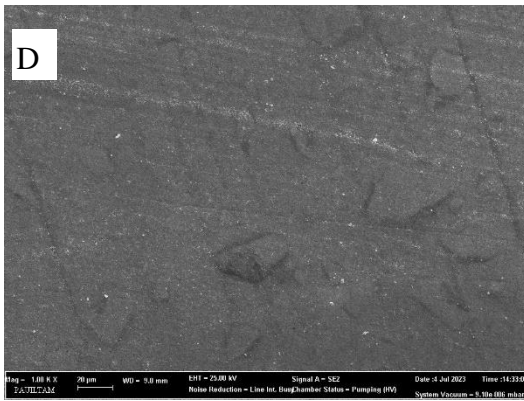
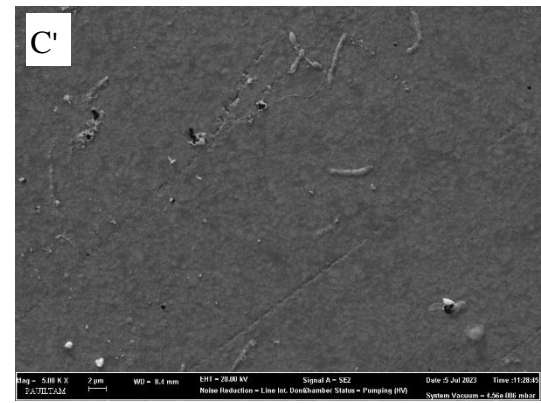
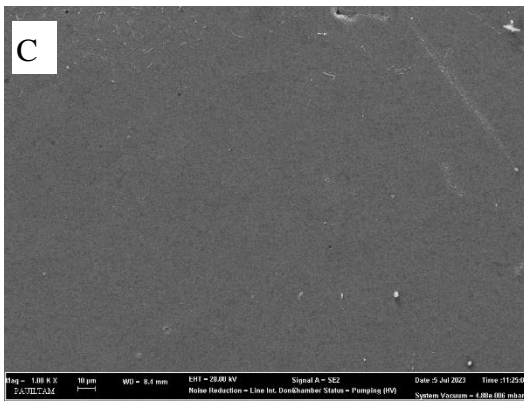
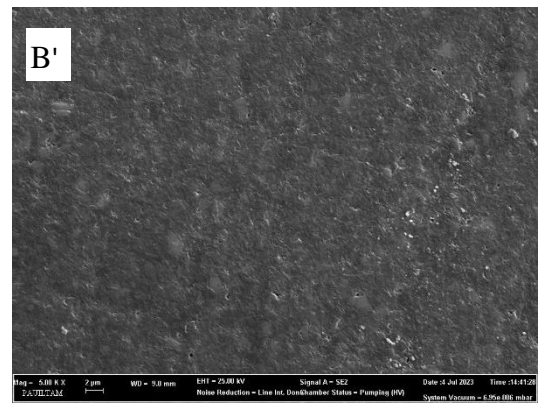
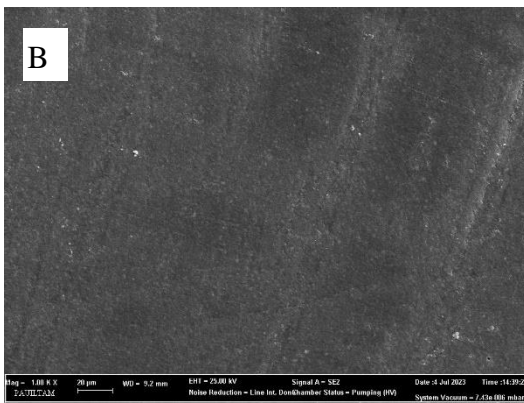
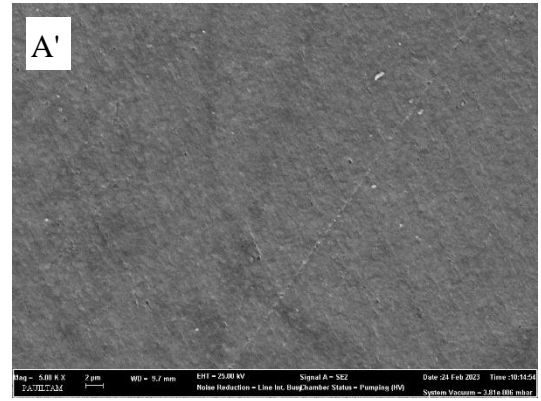
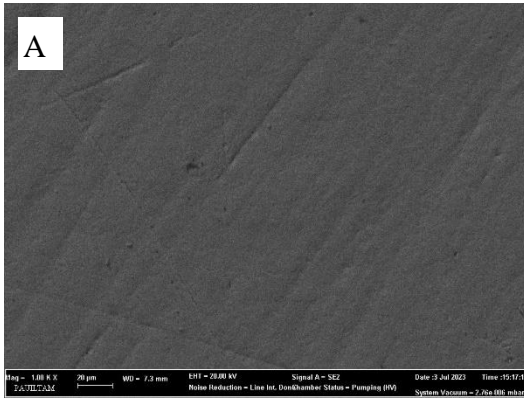
E solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin  $\Delta HV1$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralığında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık T0-T12 zaman aralığında IL materyali ile GP, BC ve CS materyalleri arasında ve VM materyali ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında, T12-T60 zaman aralığında IL materyali ile GP, BC, SB ve CS materyalleri arasında ve VM materyali ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında, T0-T60 zaman aralığında IL materyali ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında ve VM materyali ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında görüldü. 60. günde, E solüsyonunda en yüksek mikrosertlik değişimi VM materyalinde, en düşük mikrosertlik değişimi GP materyalinde tespit edildi.

H solüsyonunda bekletilen farklı materyallerin  $\Delta HV1$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak T0-T12, T12-T60 ve T0-T60 zaman aralıklarında anlamlı ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$ ) bulundu. Bu anlamlılık T0-T12 zaman aralığında IL materyali ile GP, BC, CS ve VM materyalleri arasında ve VM materyali ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında, T12-T60 zaman aralığında IL materyali ile GP, BC, SB, CS, IE ve VM materyalleri arasında ve VM materyali ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında, T0-T60 zaman aralığında IL materyali ile GP, BC, SB, CS ve VM materyalleri arasında ve VM materyali ile GP, BC, SB, CS ve IE materyalleri arasında görüldü. 60. günde, H solüsyonunda en yüksek mikrosertlik değişimi IL materyalinde, en düşük mikrosertlik değişimi BC materyalinde tespit edildi.

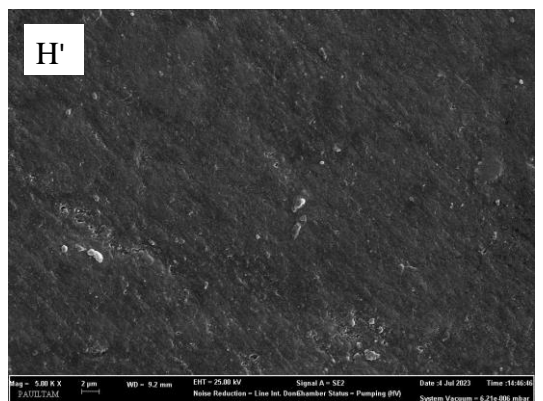
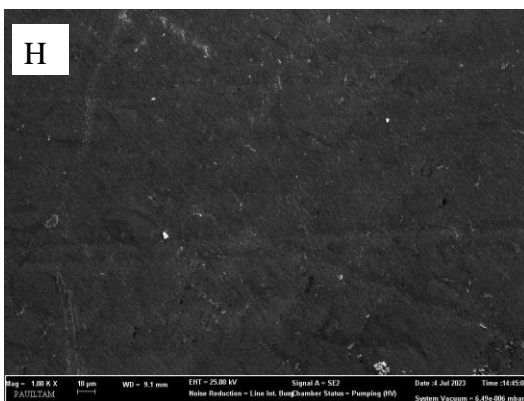
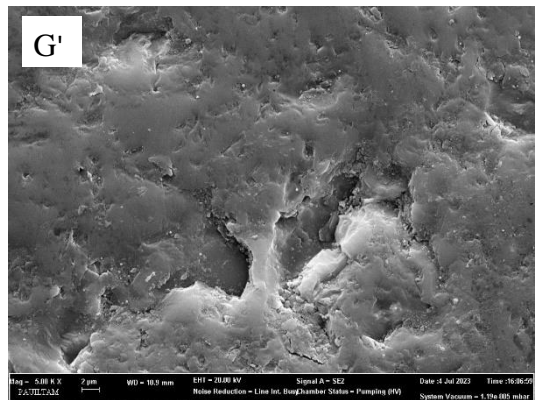
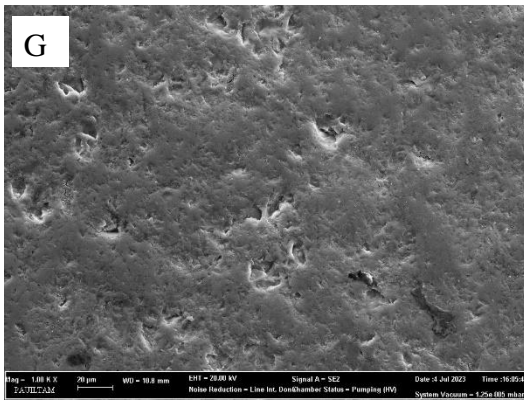
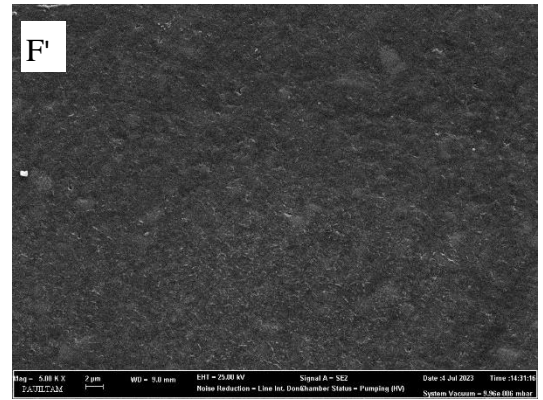
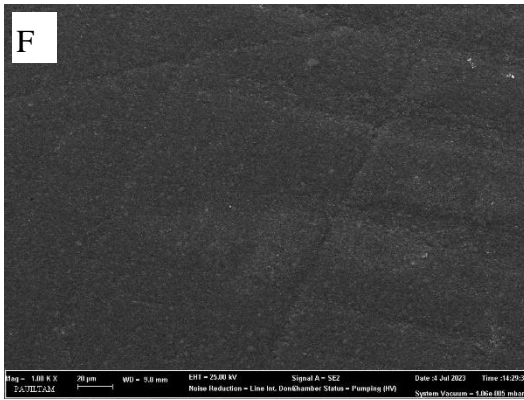
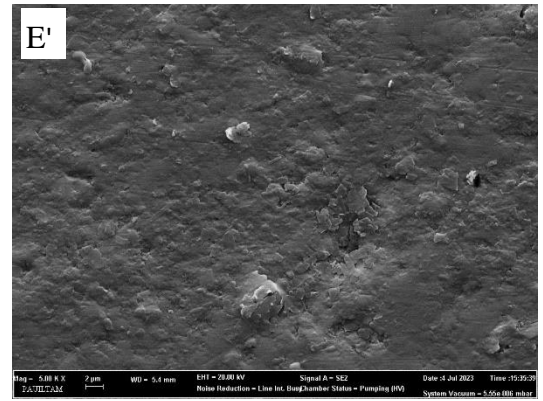
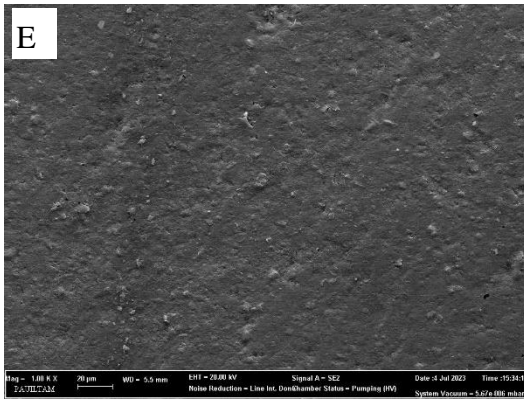
#### **4.6. SEM Görüntülemesi Bulguları**

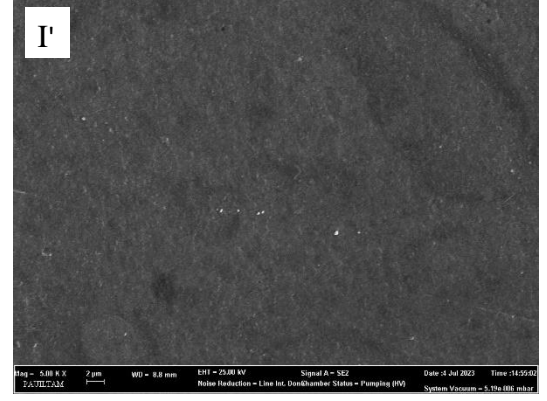
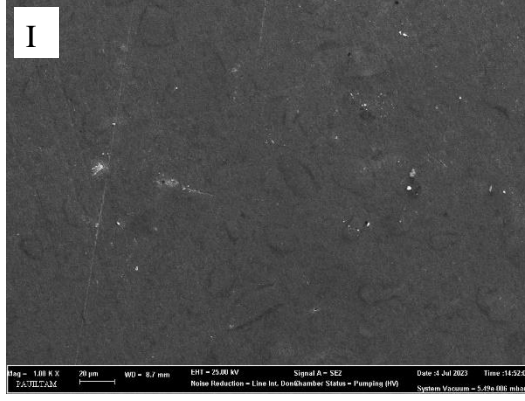
Standardize edilmiş GP, BC, SB, CS, IE, VM ve IL materyallerinin yüzeyleri D, S, E ve H solüsyonlarında başlangıç (T0), 12. (T12) ve 60. (T60) günlerde Zeiss Supra 40 VP taramalı elektron mikroskobu ile  $\times 1000$  ve  $\times 5000$ 'lik büyütme altında analiz edildi (Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16, Şekil 4.17, Şekil 4.18 ve Şekil 4.19).

### 4.6.1. GC Gradia Plus



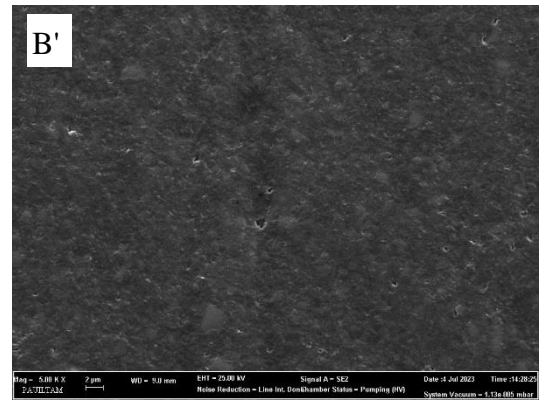
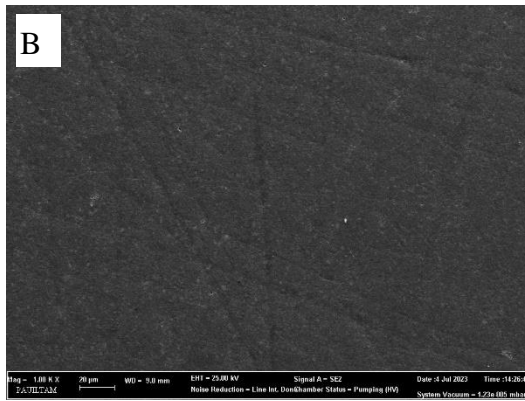
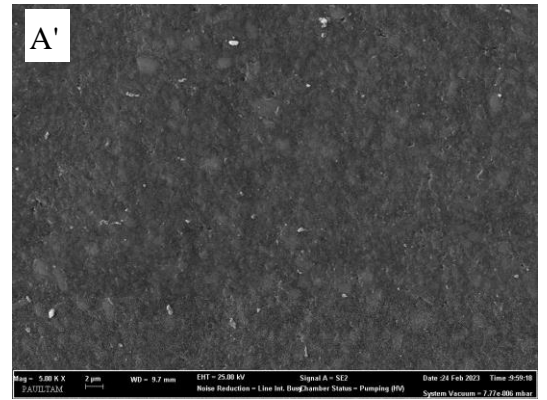
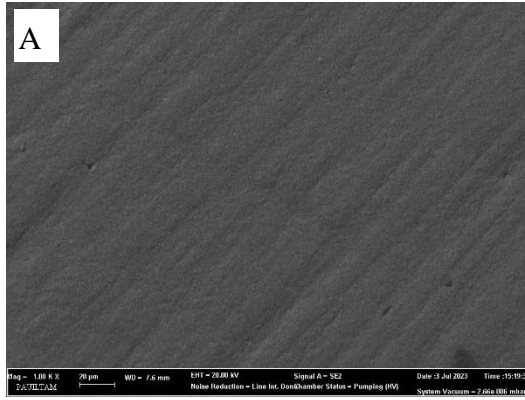


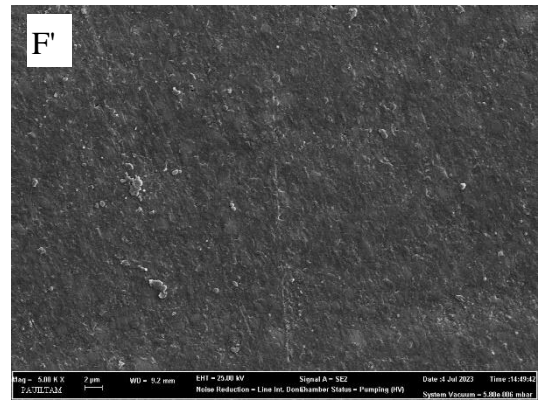
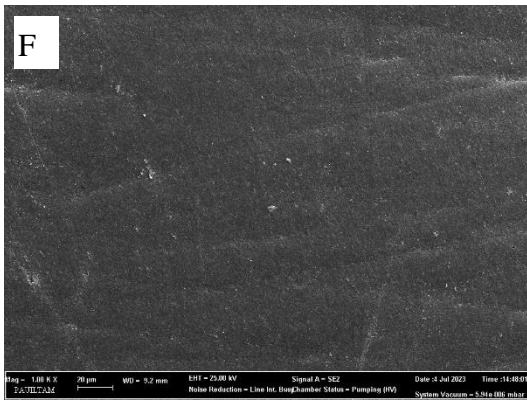
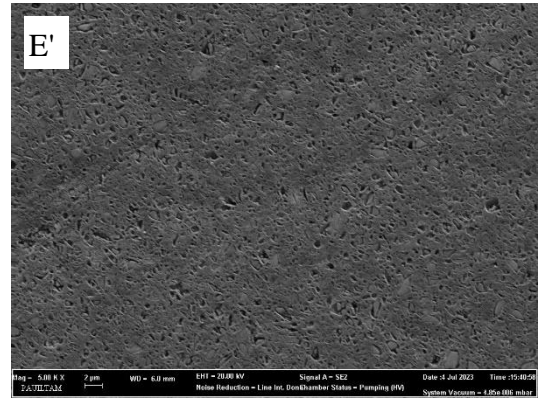
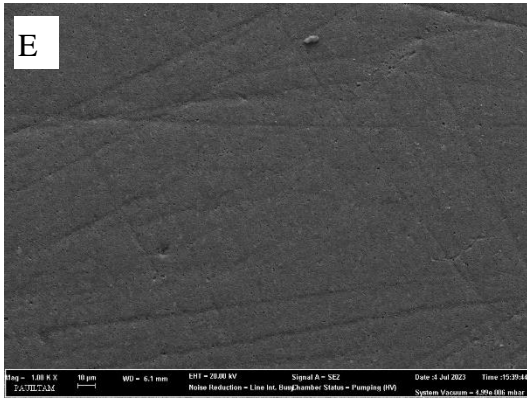
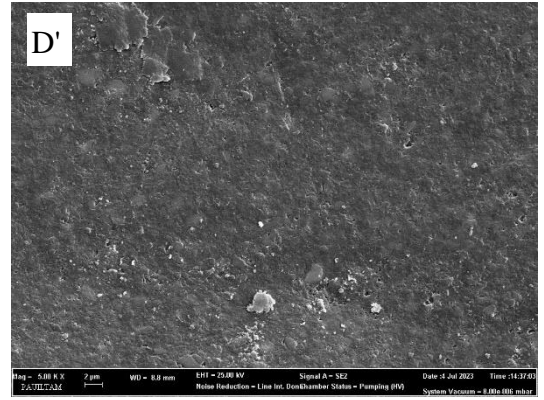
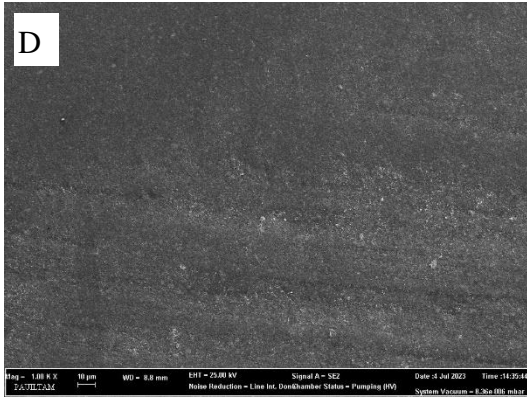
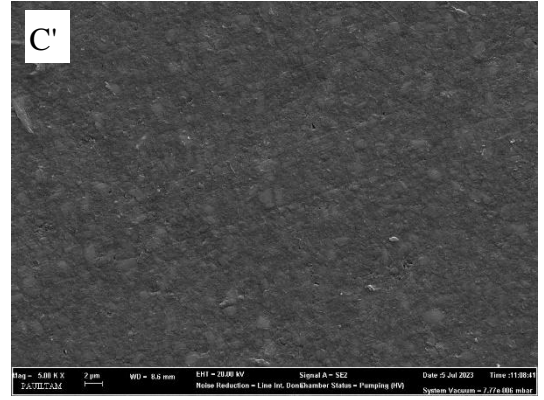
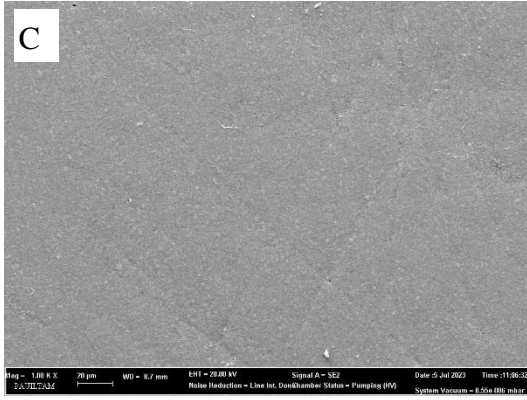


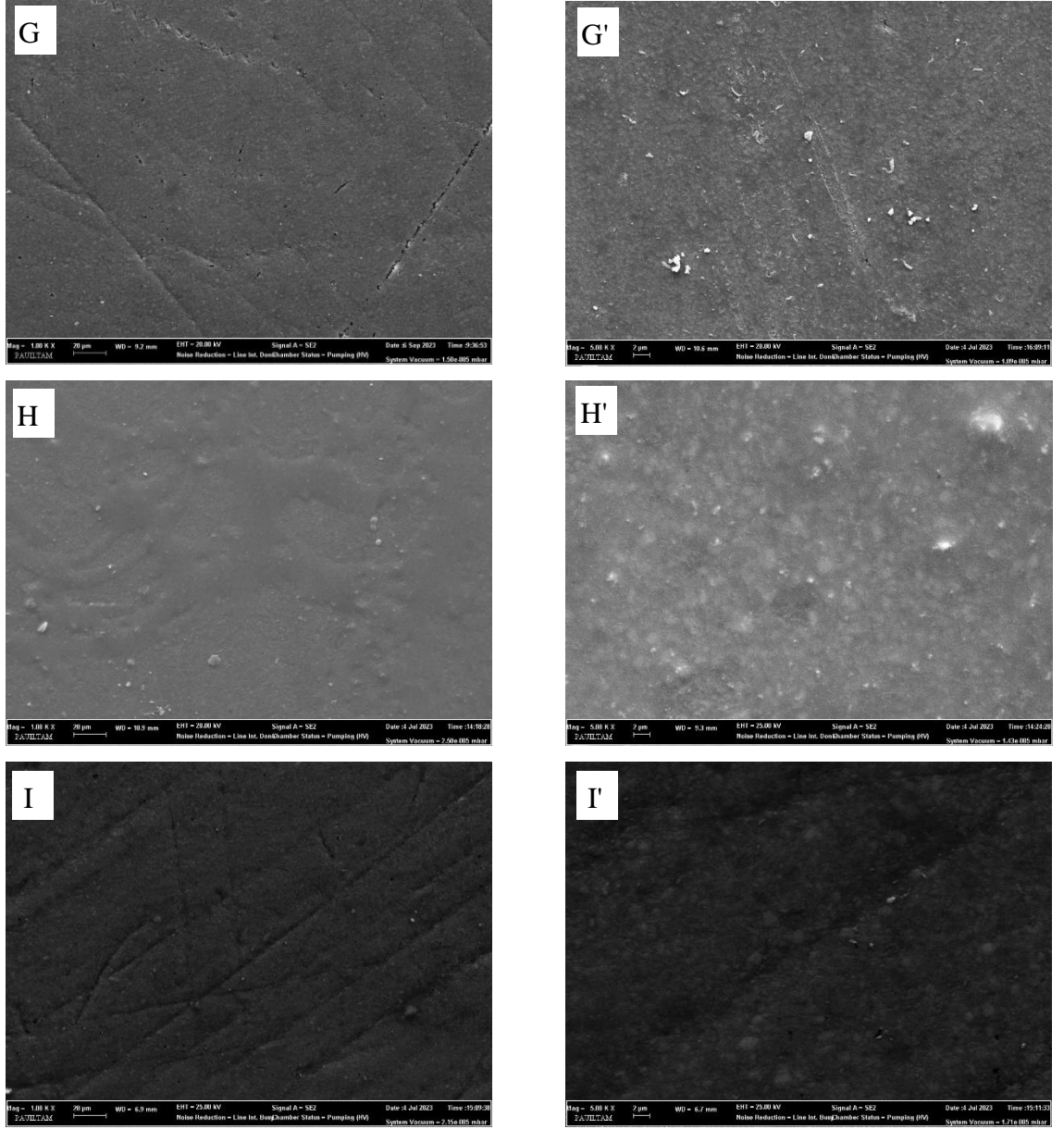


**Şekil 4.13.** GC Gradia Plus materyalinin sırasıyla  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri. **A, A'**, başlangıç; **B, B'**, D solüsyonunda 12. günde; **C, C'**, D solüsyonunda 60. günde; **D, D'**, S solüsyonunda 12. günde; **E, E'**, S solüsyonunda 60. günde; **F, F'**, E solüsyonunda 12. günde; **G, G'**, E solüsyonunda 60. günde; **H, H'**, H solüsyonunda 12. günde; **I, I'** H solüsyonunda 60. günde.

#### 4.6.2. Brilliant Crios Coltene

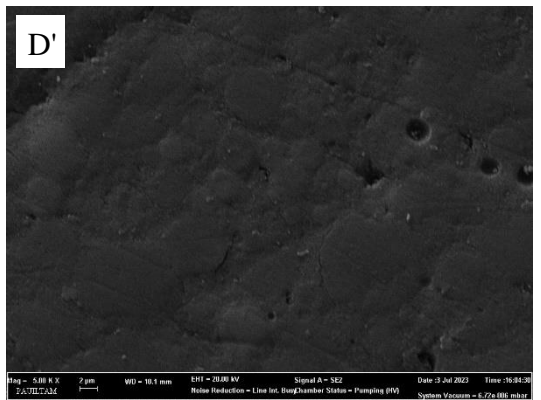
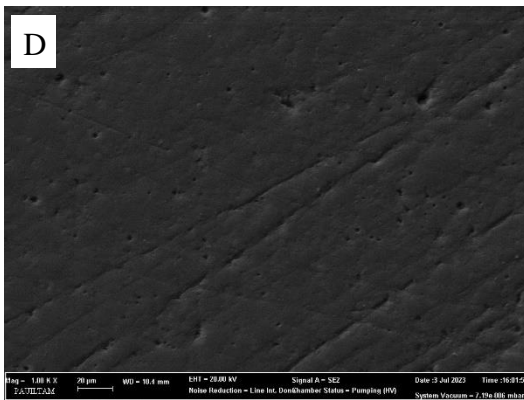
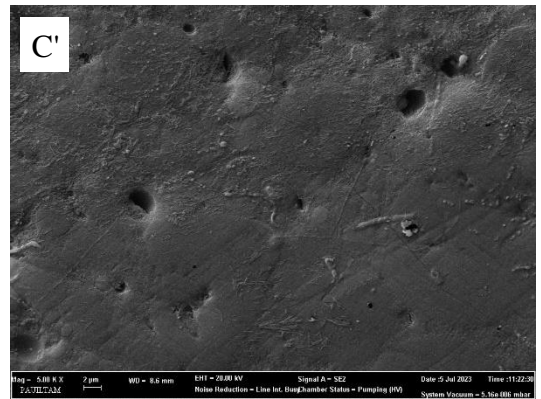
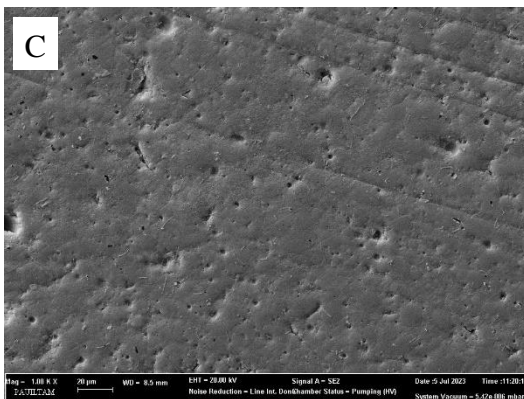
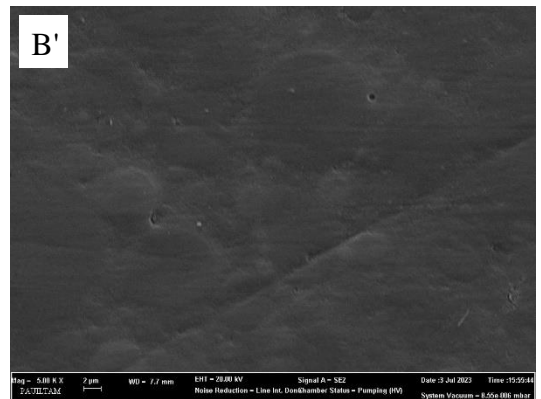
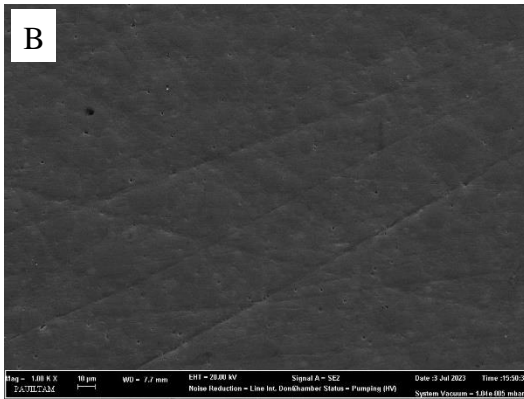
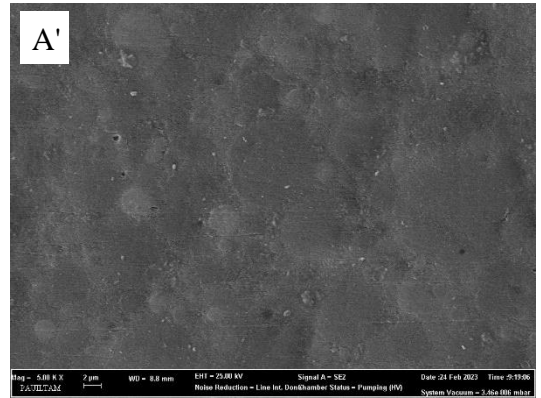
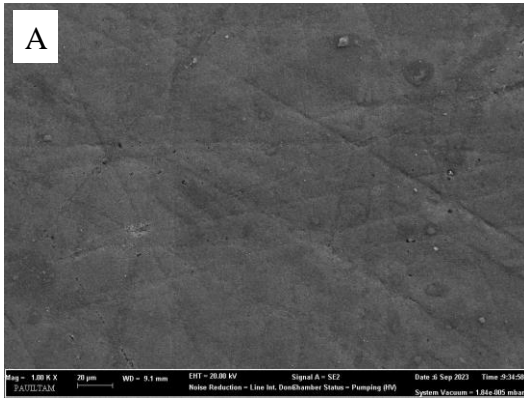


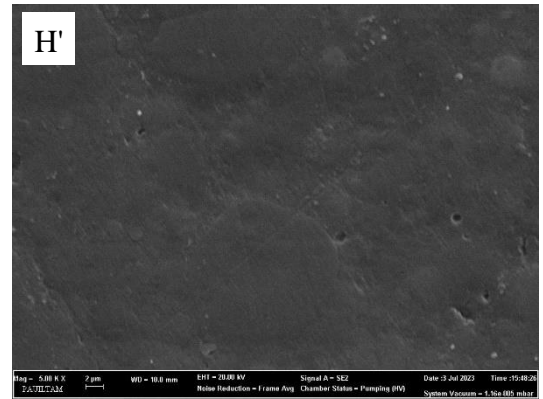
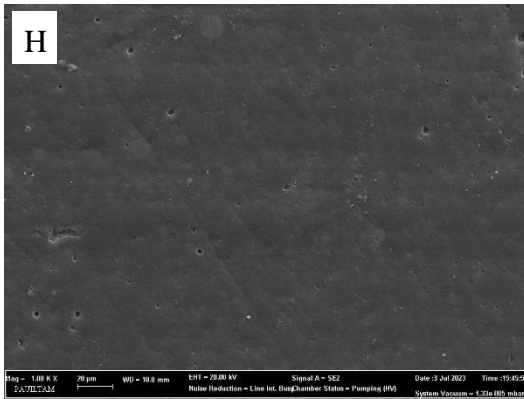
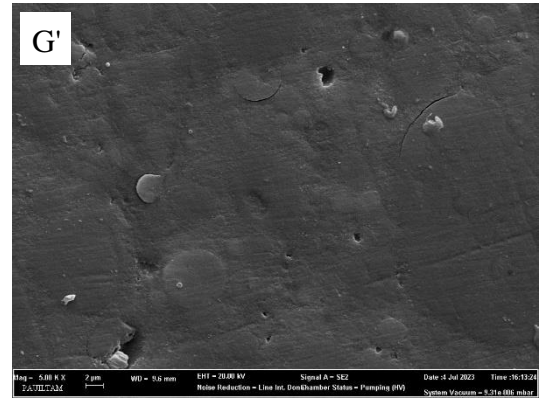
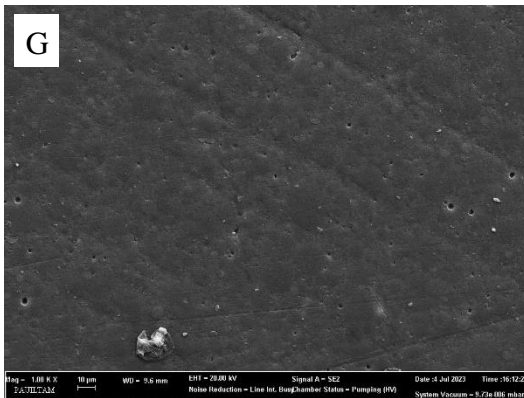
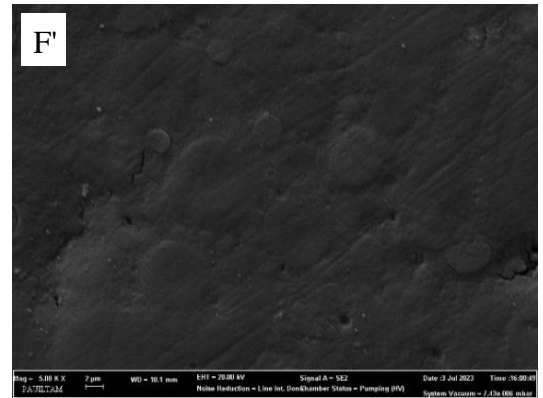
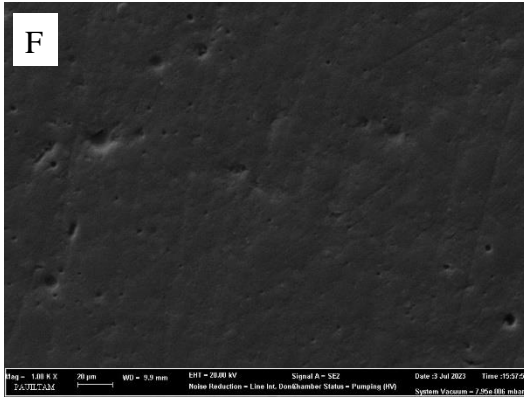
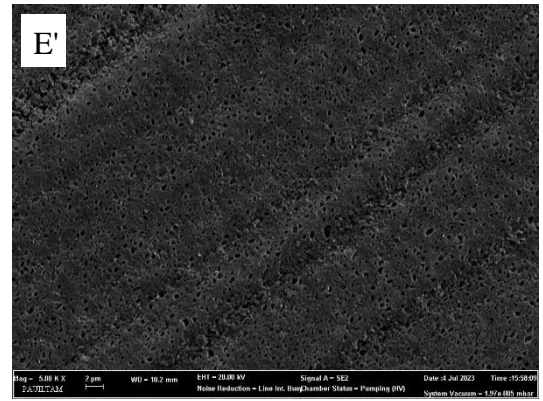
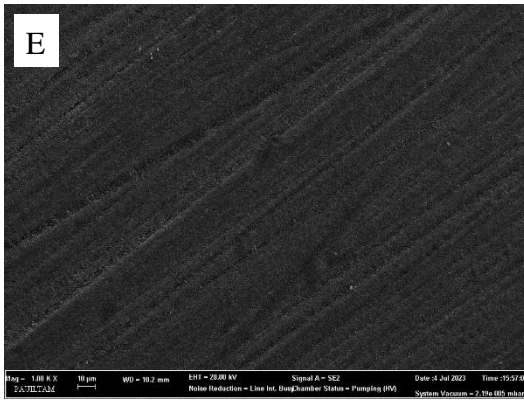


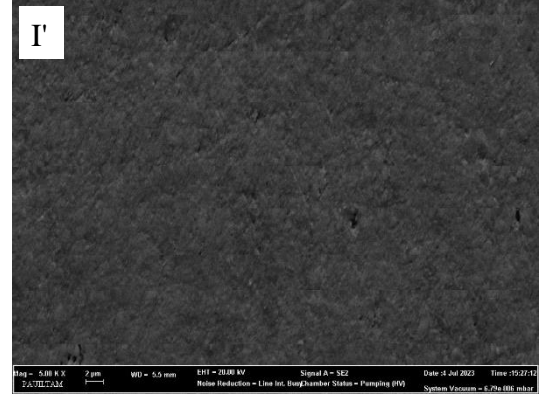
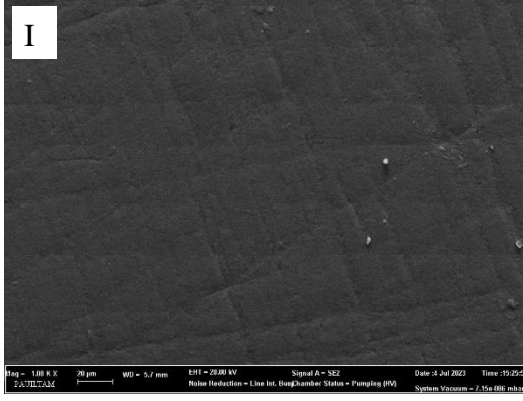


**Şekil 4.14.** Brilliant Crios Coltene materyalinin sırasıyla  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri. **A, A'**, başlangıç; **B, B'**, D solüsyonunda 12. günde; **C, C'**, D solüsyonunda 60. günde; **D, D'**, S solüsyonunda 12. günde; **E, E'**, S solüsyonunda 60. günde; **F, F'**, E solüsyonunda 12. günde; **G, G'**, E solüsyonunda 60. günde; **H, H'**, H solüsyonunda 12. günde; **I, I'** H solüsyonunda 60. günde.

### 4.6.3. Shofu Block HC

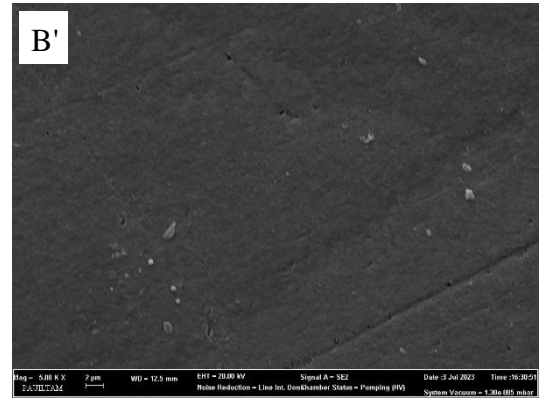
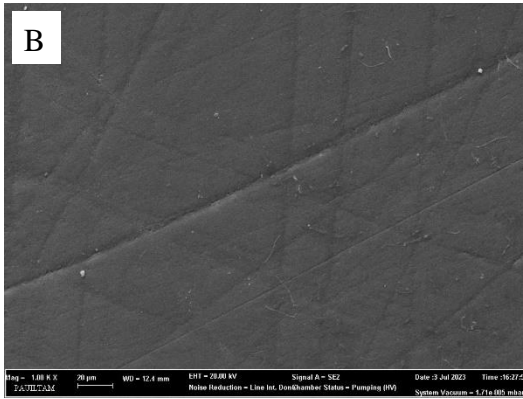
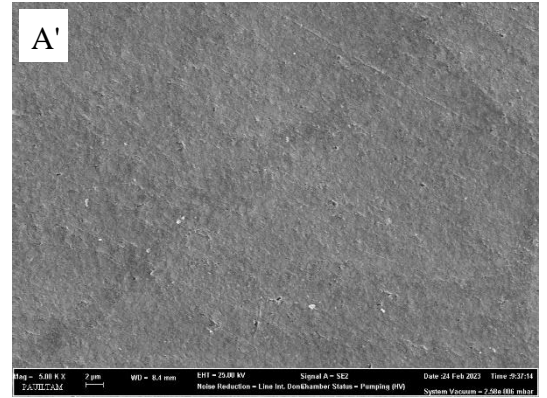
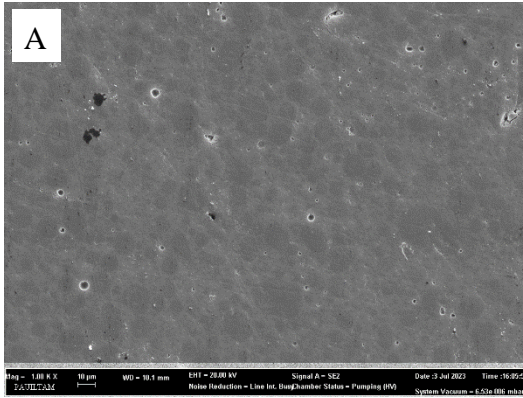


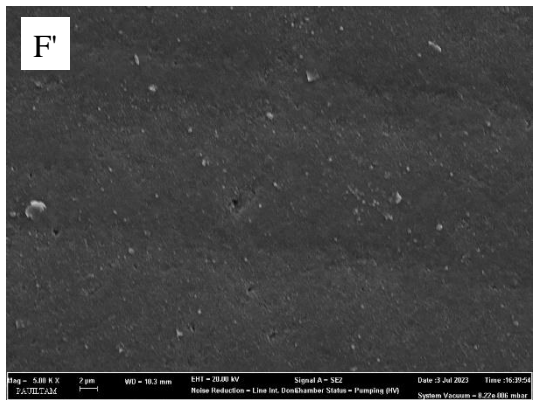
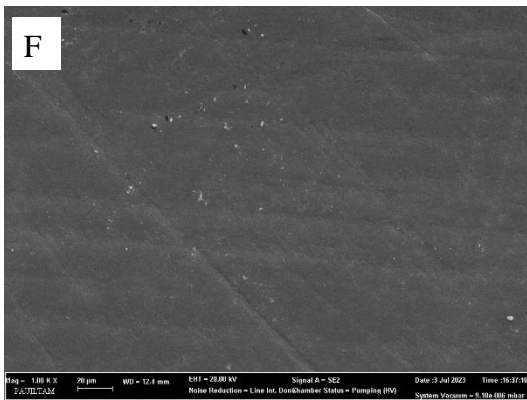
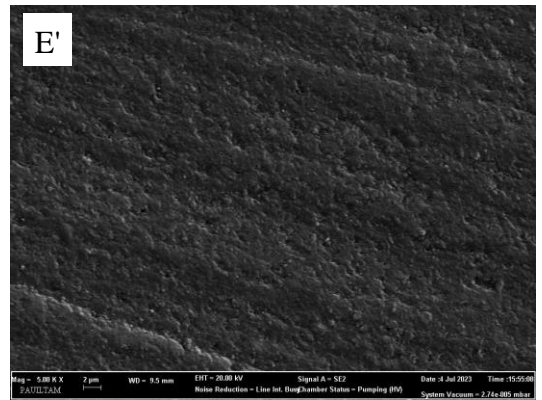
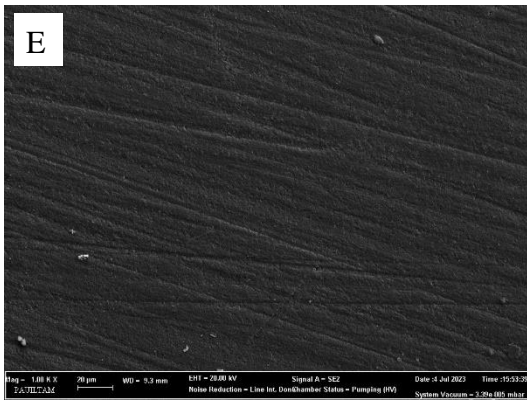
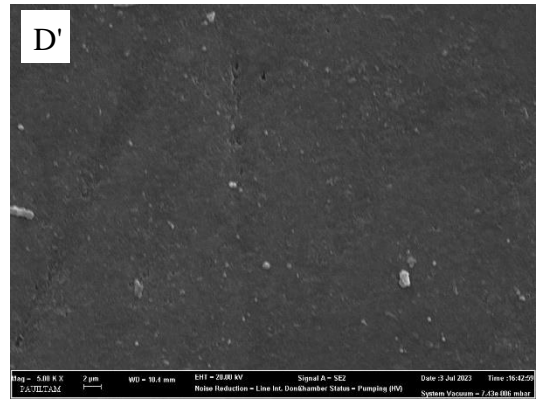
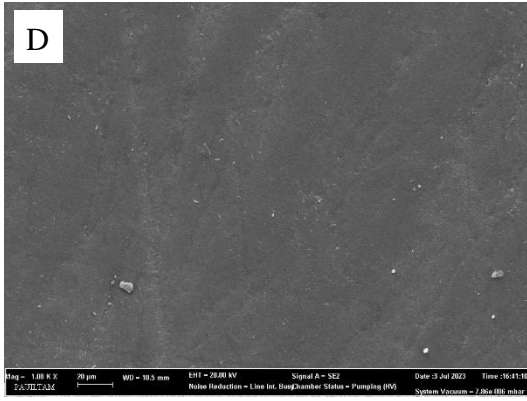
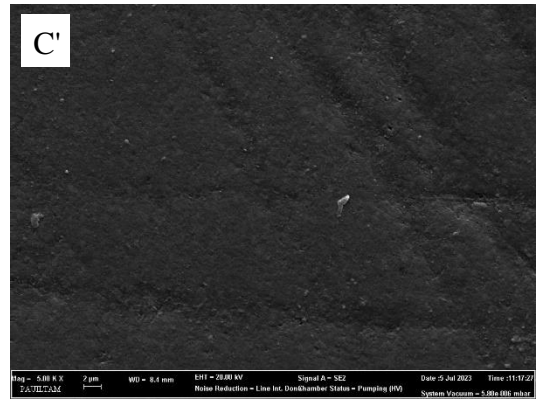
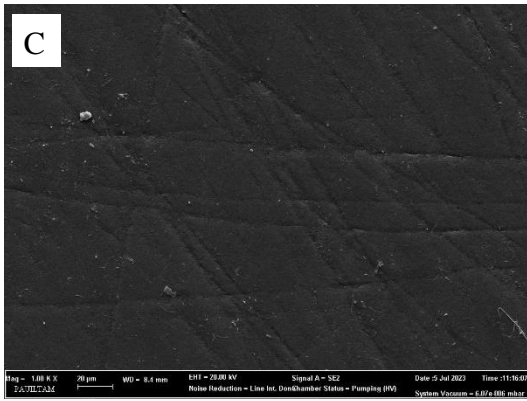




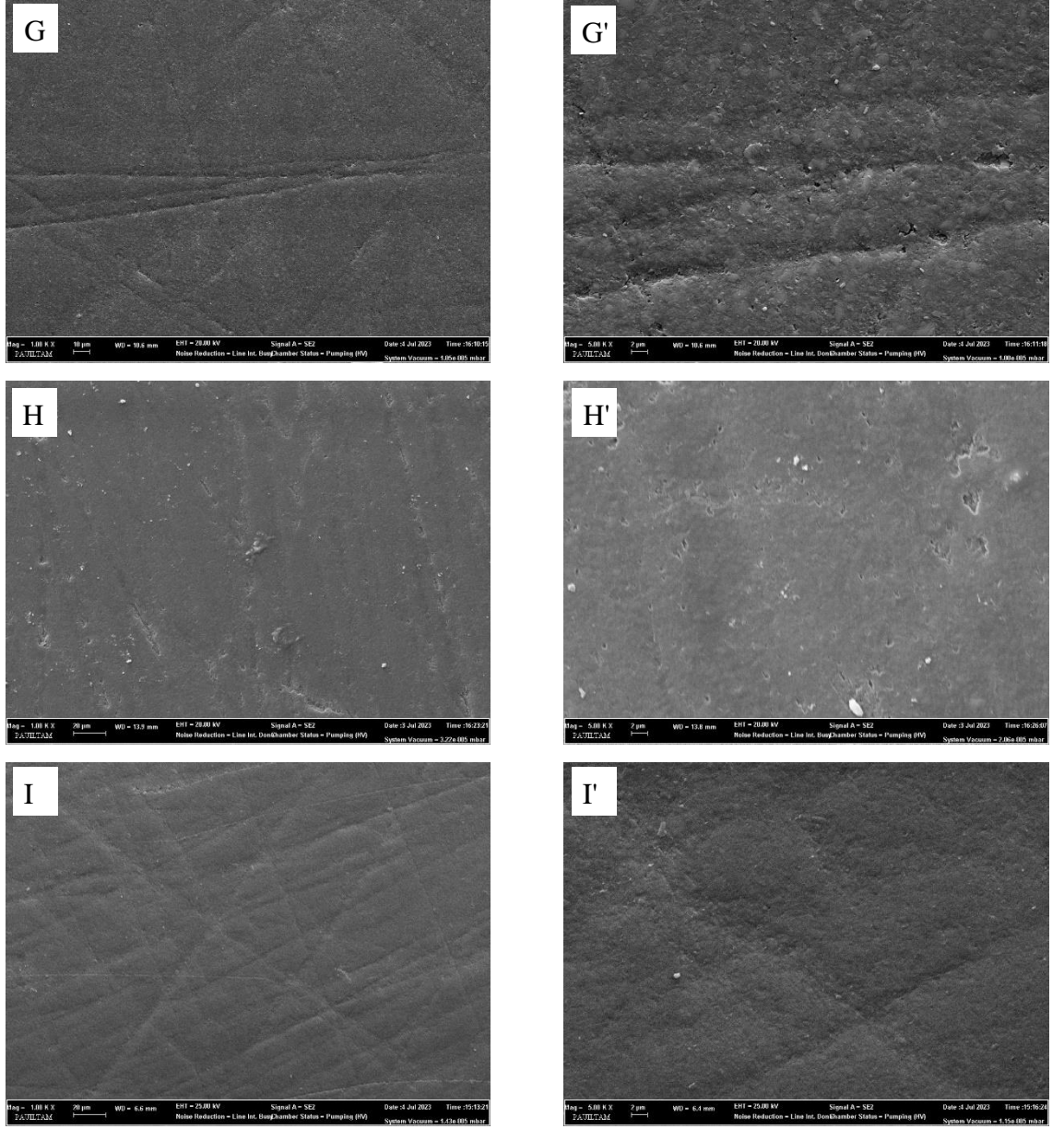
**Şekil 4.15.** Shofu Block HC materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri. **A, A'**, başlangıç; **B, B'**, D solüsyonunda 12. günde; **C, C'**, D solüsyonunda 60. günde; **D, D'**, S solüsyonunda 12. günde; **E, E'**, S solüsyonunda 60. günde; **F, F'**, E solüsyonunda 12. günde; **G, G'**, E solüsyonunda 60. günde; **H, H'**, H solüsyonunda 12. günde; **I, I'** H solüsyonunda 60. günde.

#### 4.6.4. GC Cerasmart 270



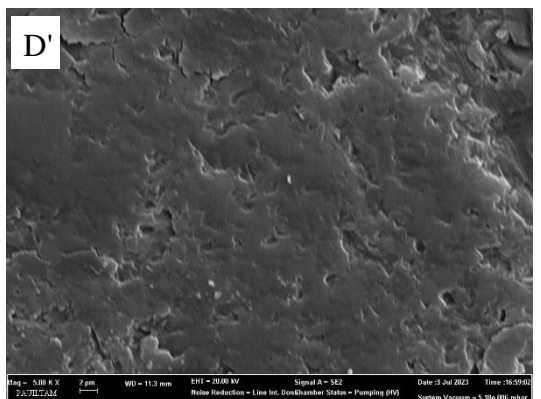
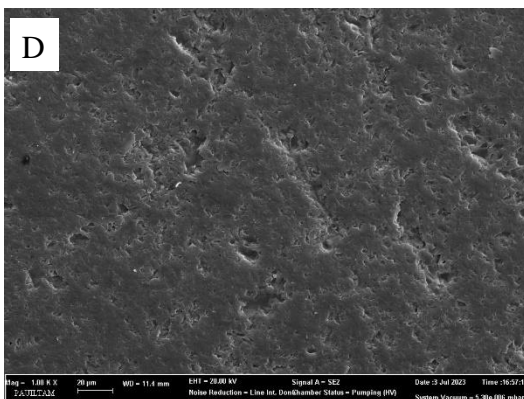
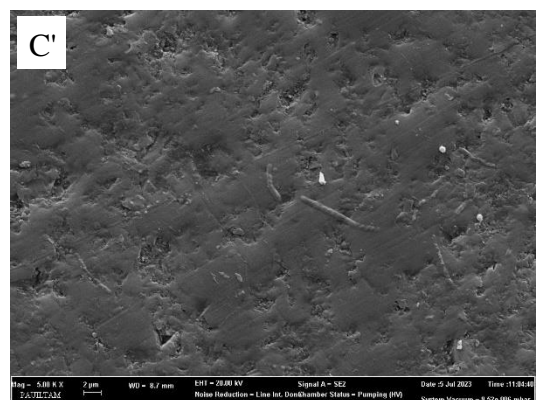
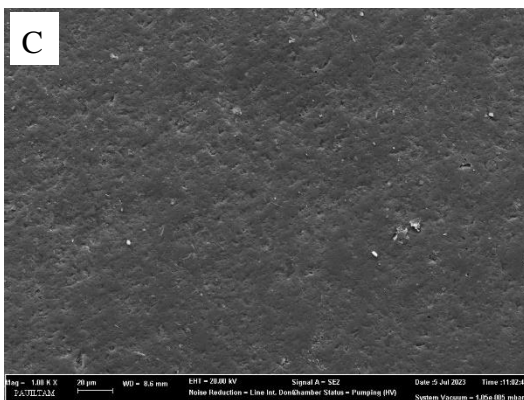
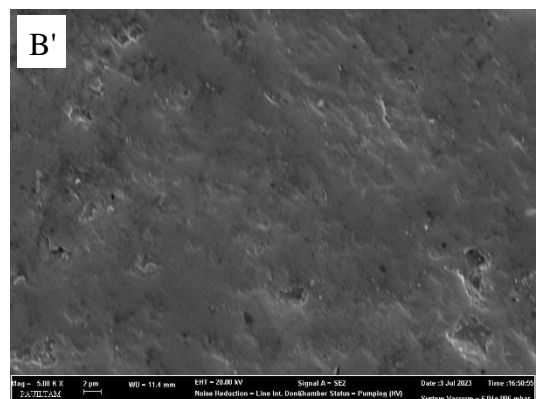
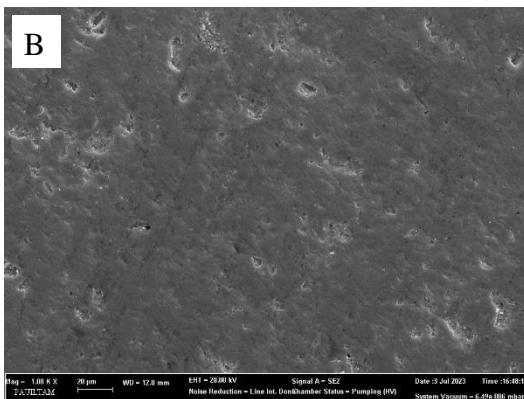
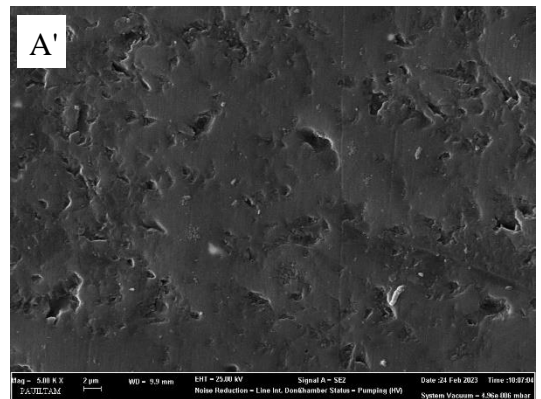
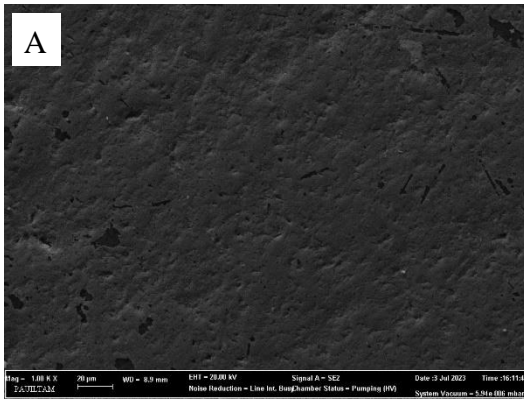


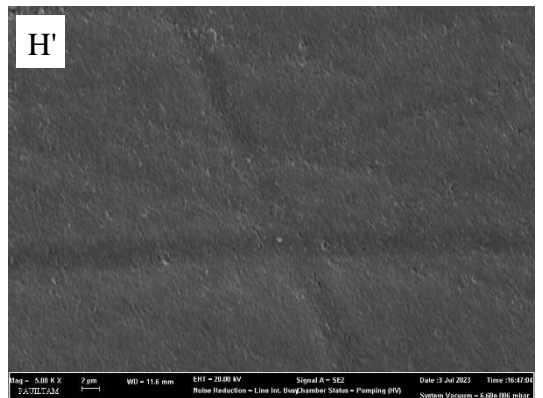
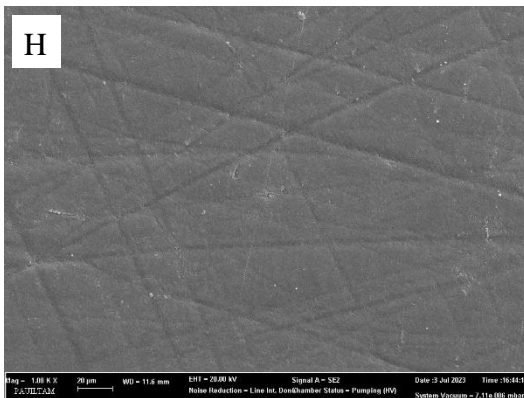
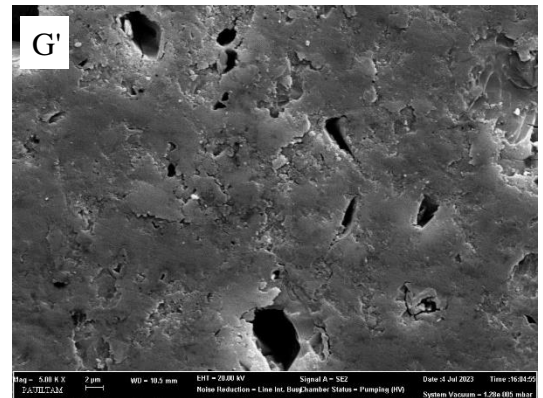
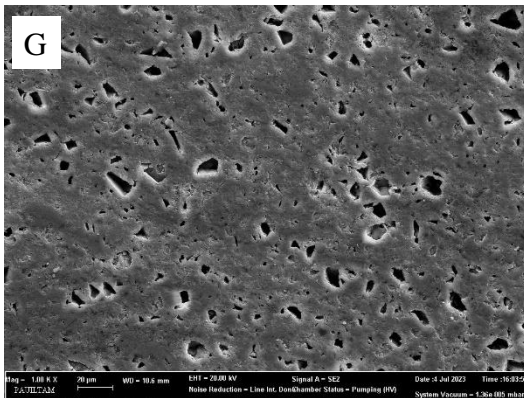
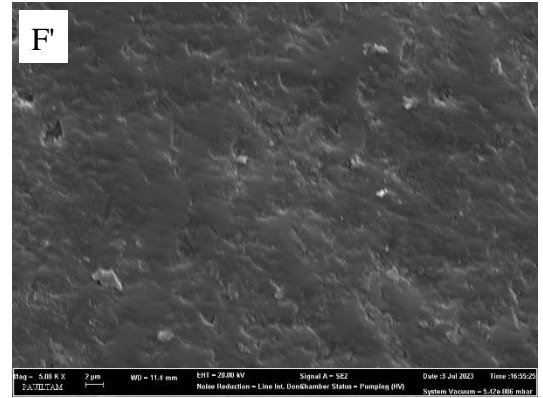
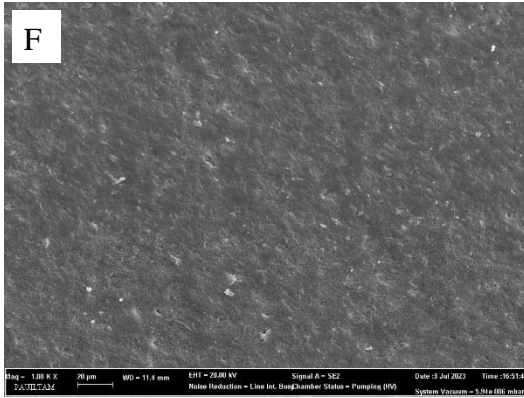
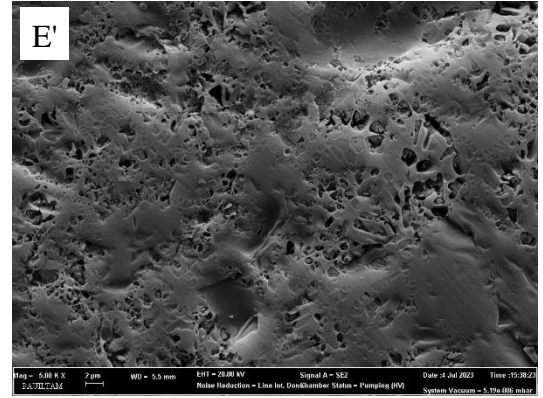
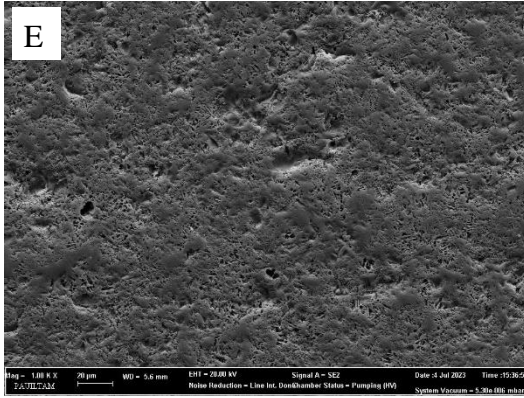


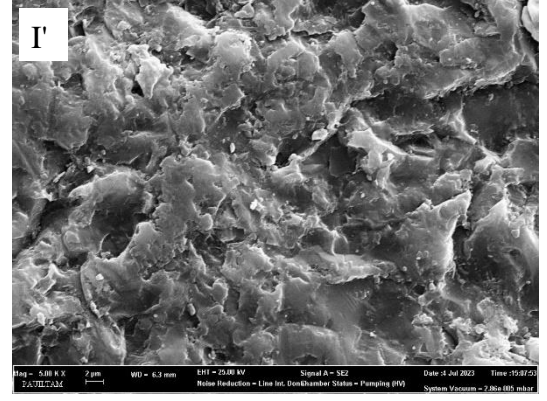
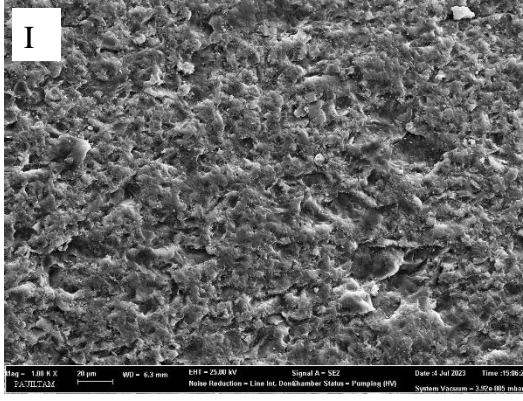


**Şekil 4.16.** GC Cerasmart 270 materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyüme altında SEM görüntüleri. **A, A'**, başlangıç; **B, B'**, D solüsyonunda 12. günde; **C, C'**, D solüsyonunda 60. günde; **D, D'**, S solüsyonunda 12. günde; **E, E'**, S solüsyonunda 60. günde; **F, F'**, E solüsyonunda 12. günde; **G, G'**, E solüsyonunda 60. günde; **H, H'**, H solüsyonunda 12. günde; **I, I'** H solüsyonunda 60. günde.

### 4.6.5. IPS Empress CAD

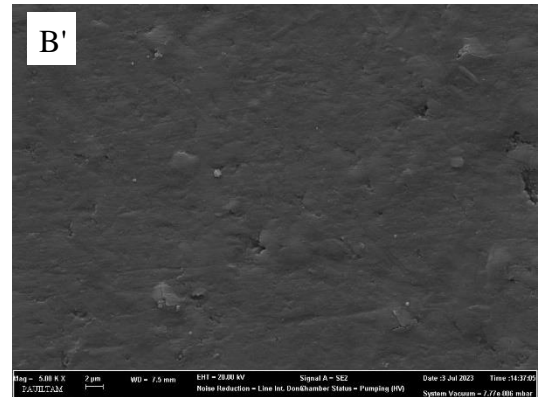
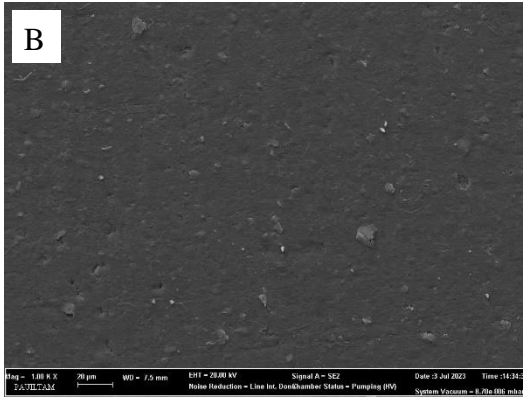
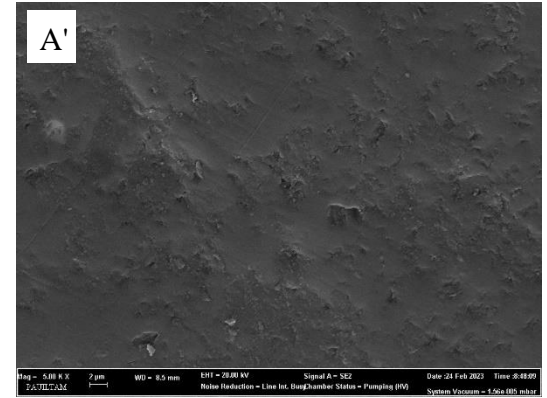
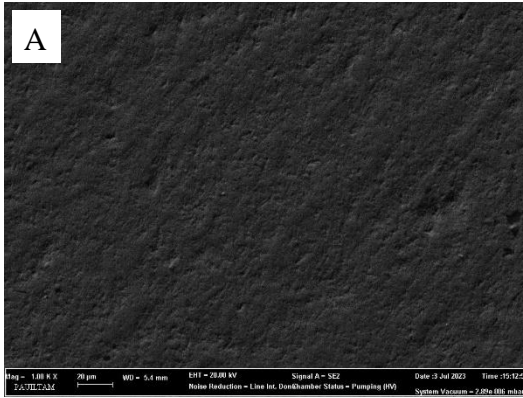


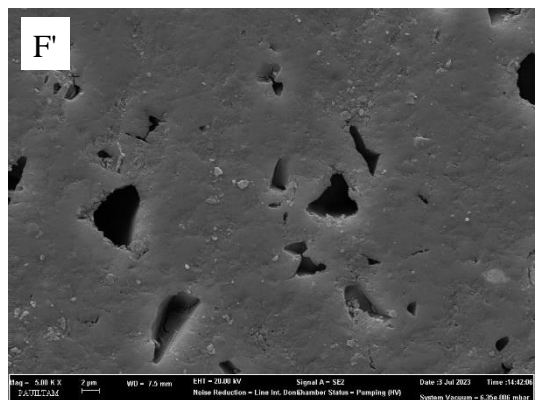
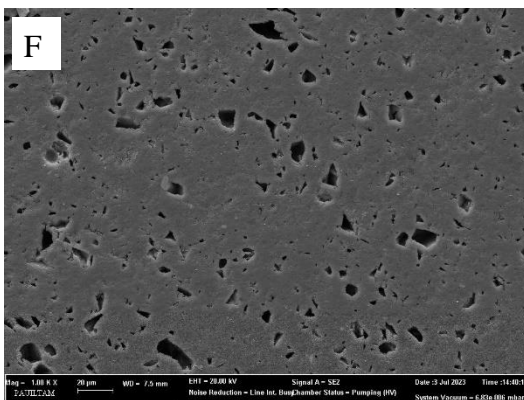
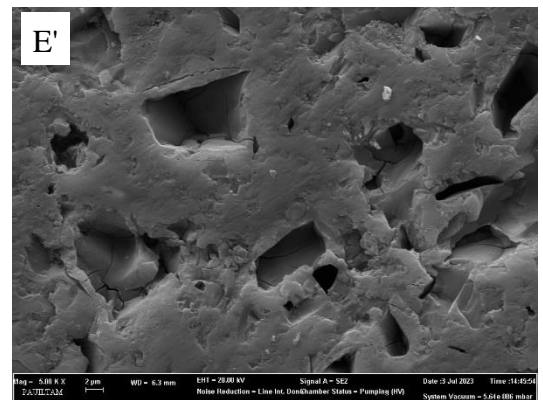
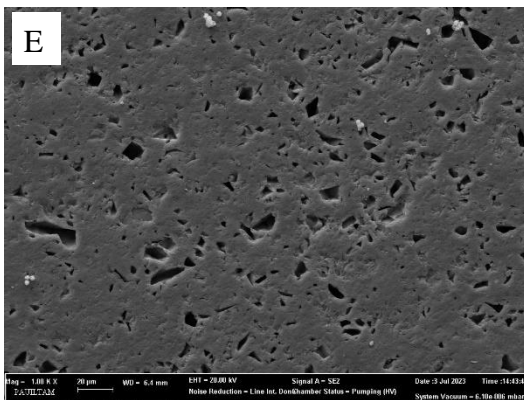
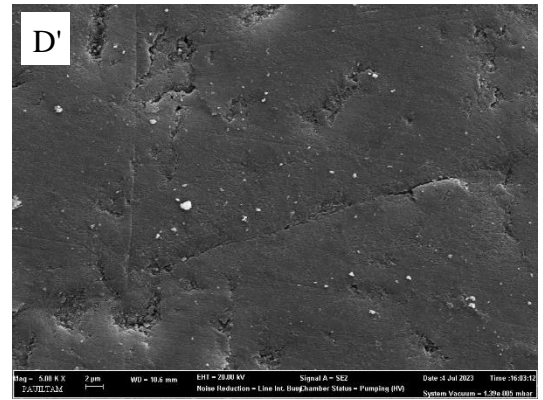
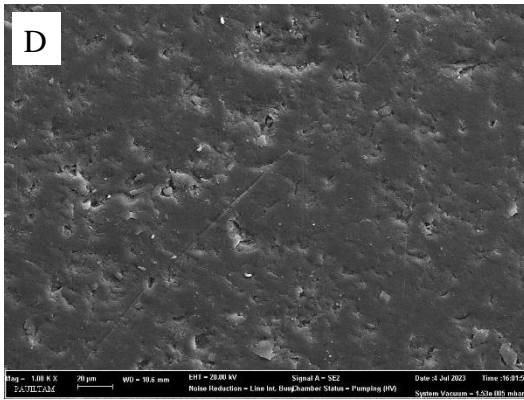
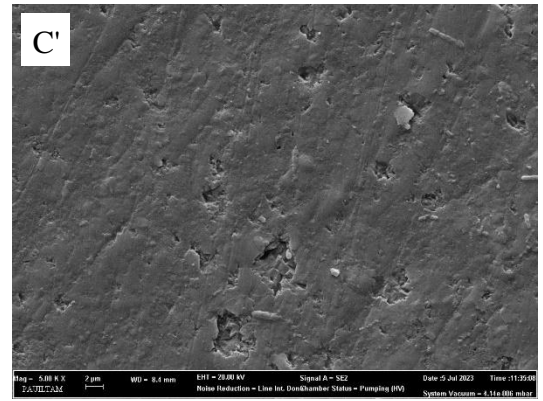
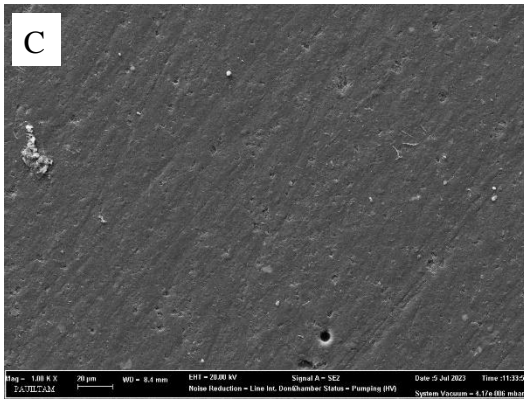


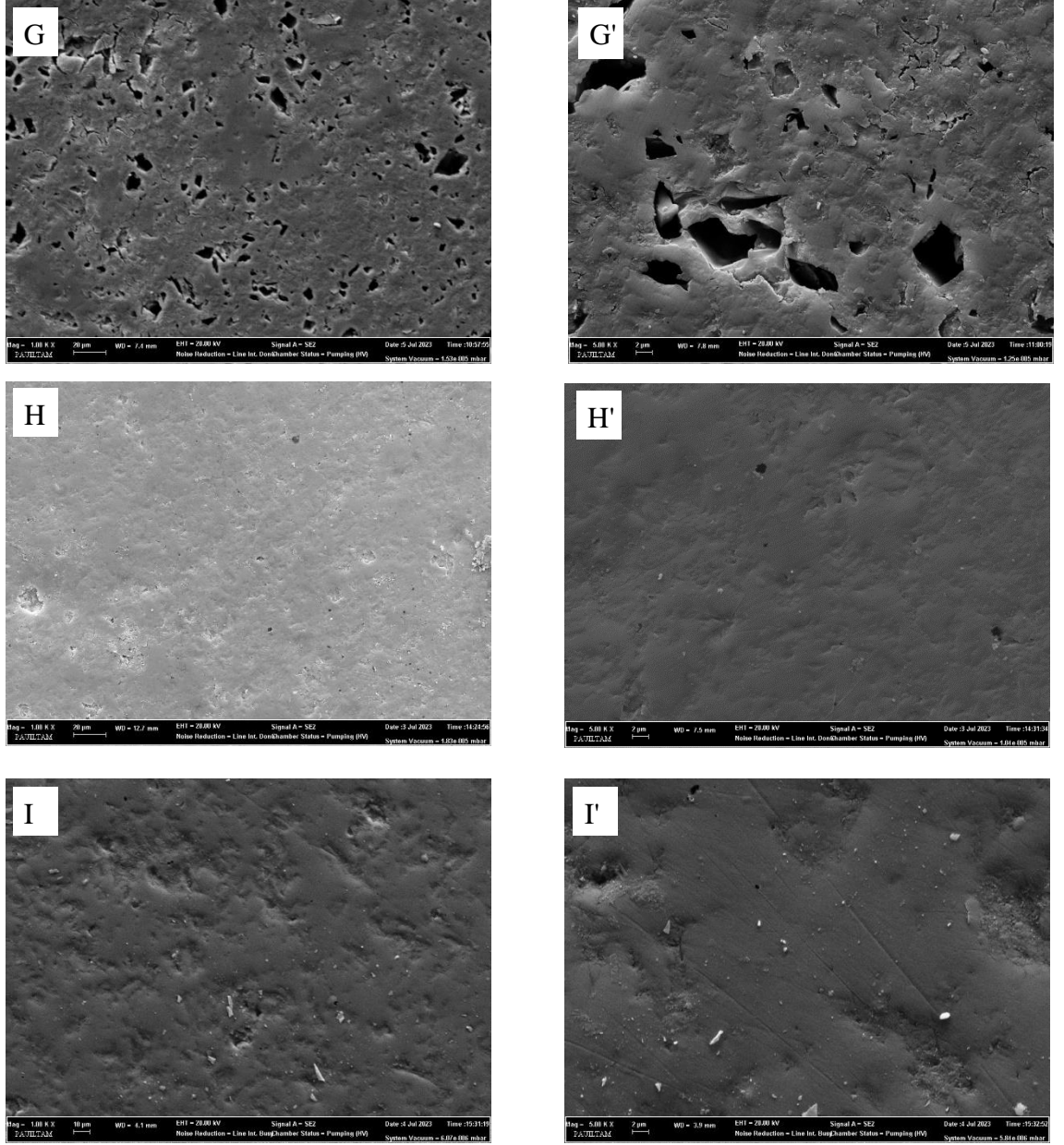


Şekil 4.17. IPS Empress CAD materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri. **A, A'**, başlangıç; **B, B'**, D solüsyonunda 12. günde; **C, C'**, D solüsyonunda 60. günde; **D, D'**, S solüsyonunda 12. günde; **E, E'**, S solüsyonunda 60. günde; **F, F'**, E solüsyonunda 12. günde; **G, G'**, E solüsyonunda 60. günde; **H, H'**, H solüsyonunda 12. günde; **I, I'** H solüsyonunda 60. günde.

#### 4.6.6. VITA Mark II

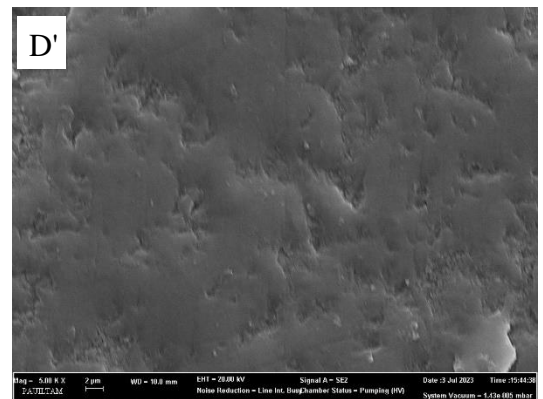
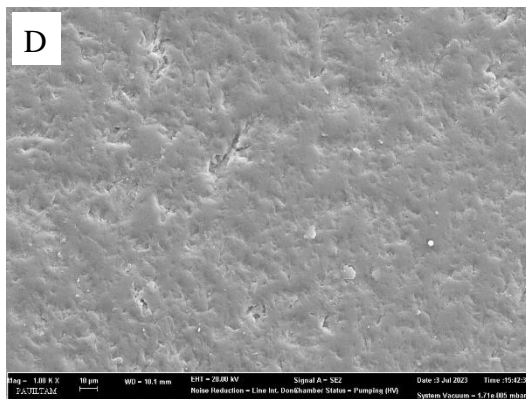
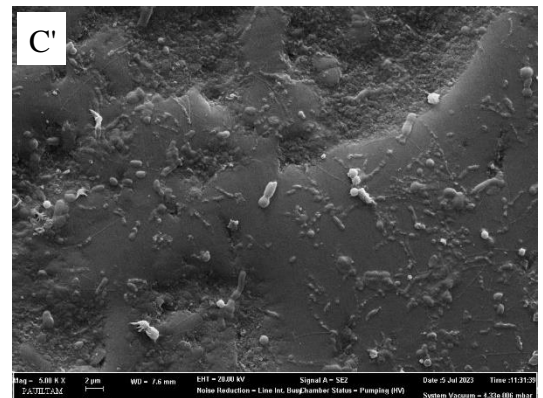
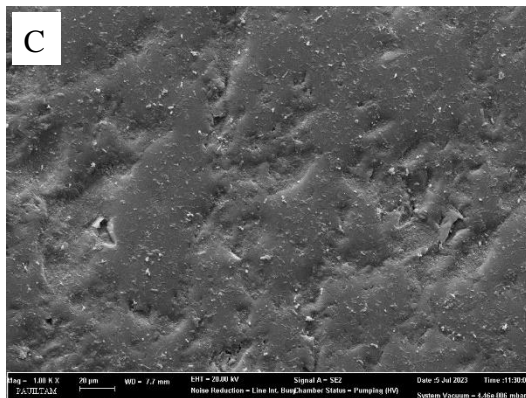
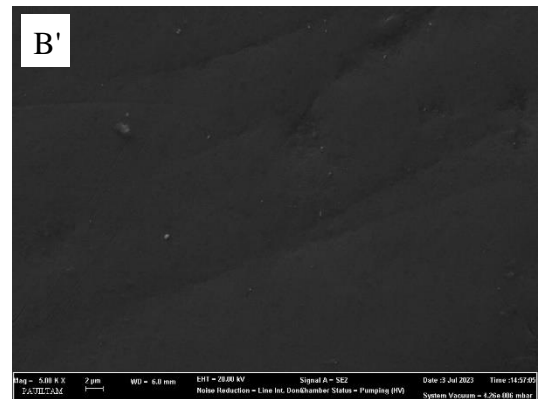
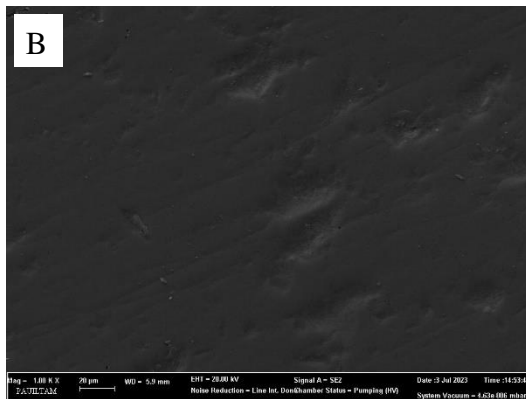
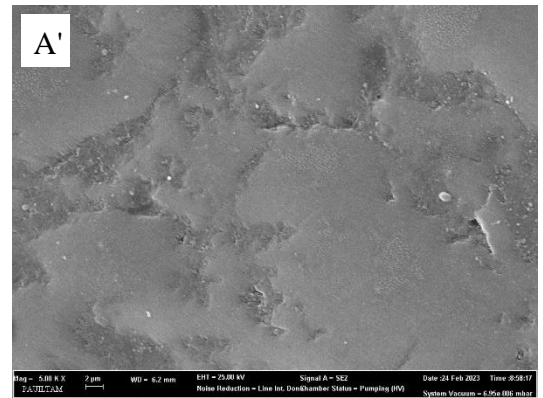
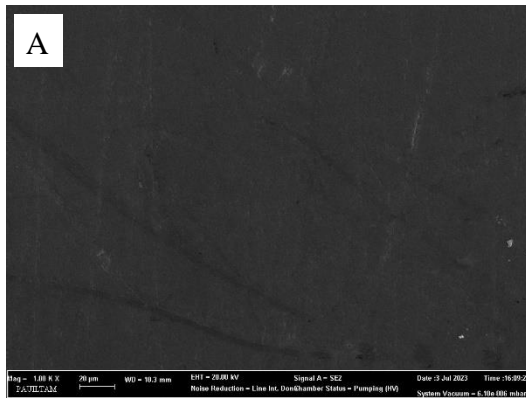


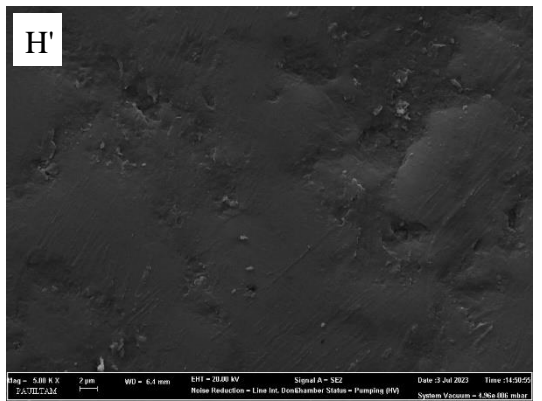
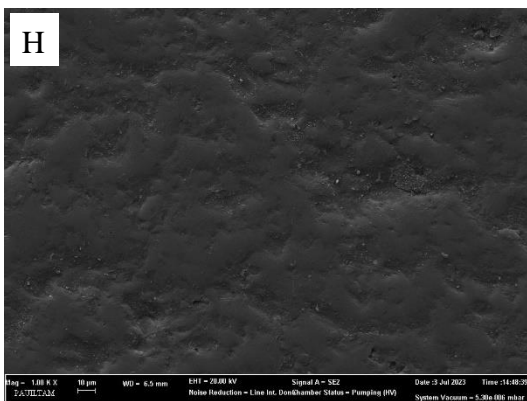
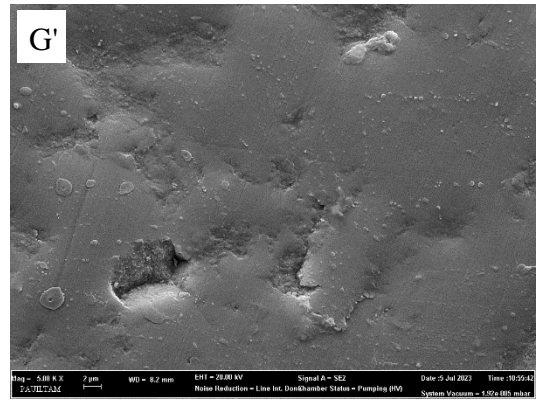
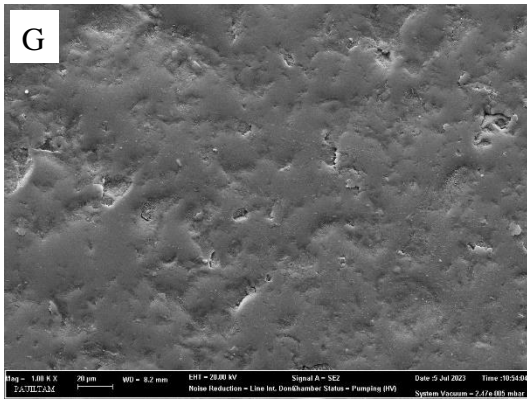
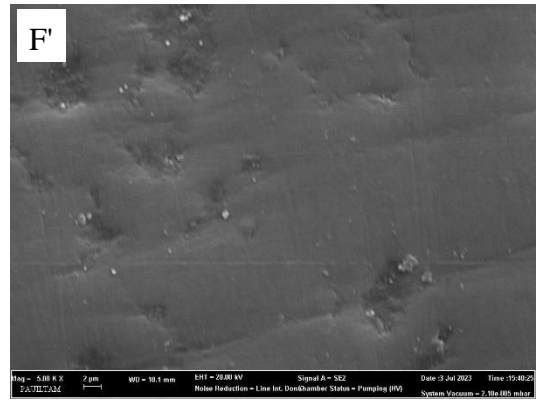
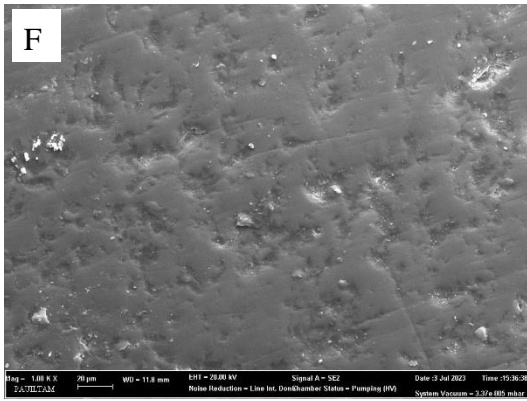
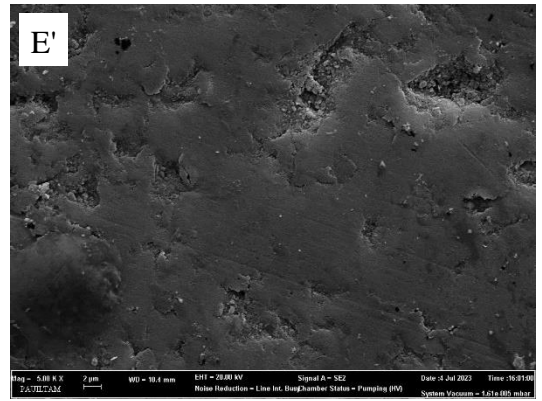




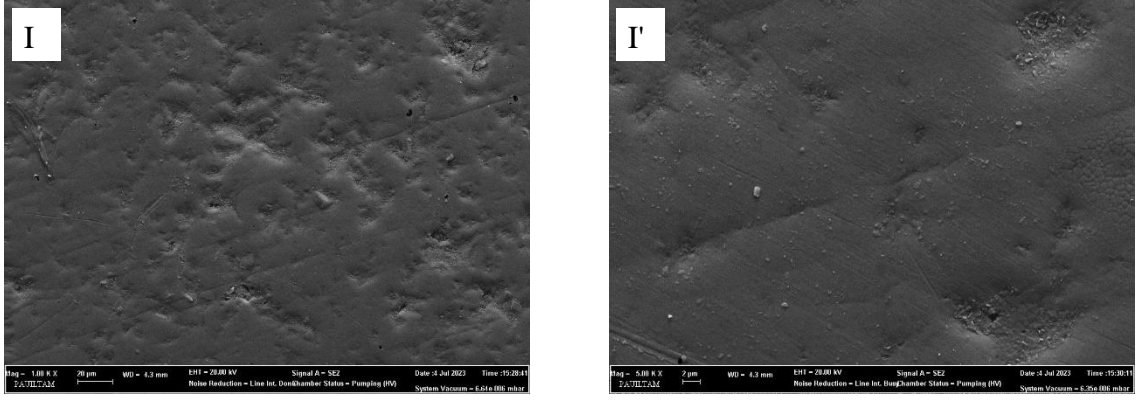
**Şekil 4.18.** VITA Mark II materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri. **A, A'**, başlangıç; **B, B'**, D solüsyonunda 12. günde; **C, C'**, D solüsyonunda 60. günde; **D, D'**, S solüsyonunda 12. günde; **E, E'**, S solüsyonunda 60. günde; **F, F'**, E solüsyonunda 12. günde; **G, G'**, E solüsyonunda 60. günde; **H, H'**, H solüsyonunda 12. günde; **I, I'** H solüsyonunda 60. günde.

### 4.6.7. GC Initial LiSi Block







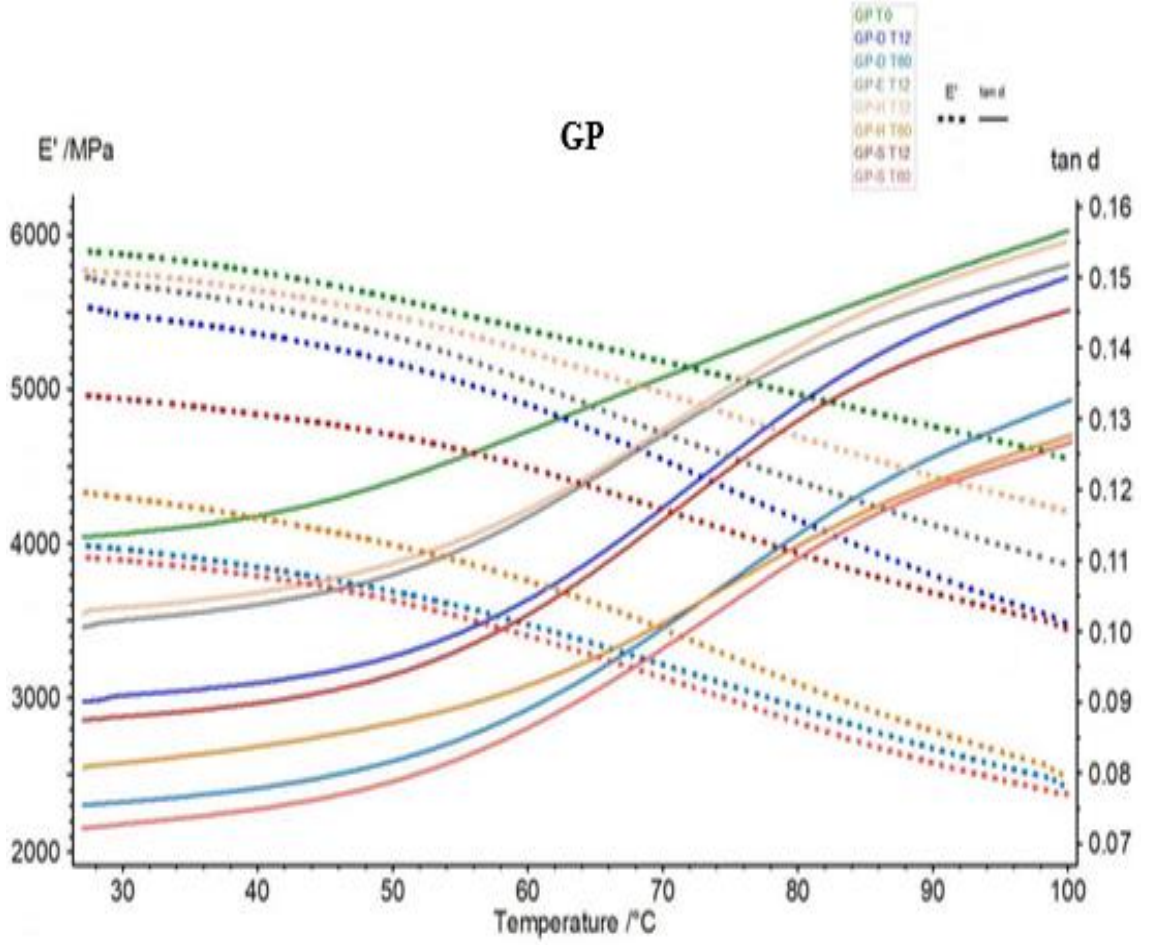


**Şekil 4.19.** GC Initial LiSi Block materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri. **A, A'**, başlangıç; **B, B'**, D solüsyonunda 12. günde; **C, C'**, D solüsyonunda 60. günde; **D, D'**, S solüsyonunda 12. günde; **E, E'**, S solüsyonunda 60. günde; **F, F'**, E solüsyonunda 12. günde; **G, G'**, E solüsyonunda 60. günde; **H, H'**, H solüsyonunda 12. günde; **I, I'** H solüsyonunda 60. günde.

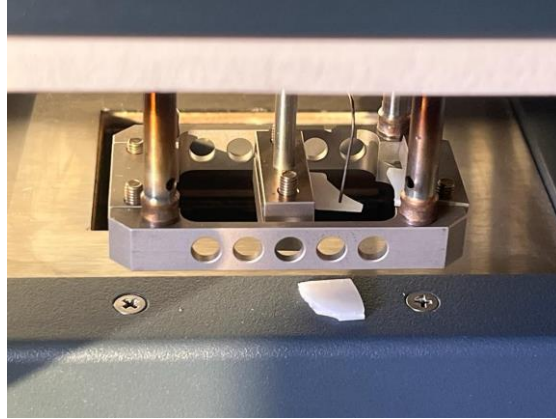
#### 4.7. Dinamik Mekanik Analiz (DMA) Bulguları

Çalışmada GP, BC, SB, CS, IE, VM ve IL materyallerinin D, S, E ve H solüsyonlarında başlangıç ve 12. ve 60. günlerde DMA analizleri yapılarak, materyallerdeki değişimler grafiksel olarak değerlendirildi. Materyale göre her bir zaman ölçüme ait  $E'$  ve  $\tan \delta$  değerleri şekiller ile sunuldu.

Şekil 4.20'de GP materyalinin başlangıçta en yüksek  $E'$  değeri 5900 MPa, en yüksek  $\tan \delta$  değeri 0,157 olarak bulundu. 12. günde  $\tan \delta$  değeri en yüksek H solüsyonunda (0,155), en düşük  $\tan \delta$  değeri S solüsyonunda (0,145) görüldü. 60. günde  $\tan \delta$  değeri en yüksek D solüsyonunda (0,133), en düşük  $\tan \delta$  değeri S solüsyonunda (0,127) tespit edildi. E solüsyonunda beklenen örnek 60. gün analizi esnasında kırıldığı için değerlendirmeye alınamadı (Şekil 4.21).

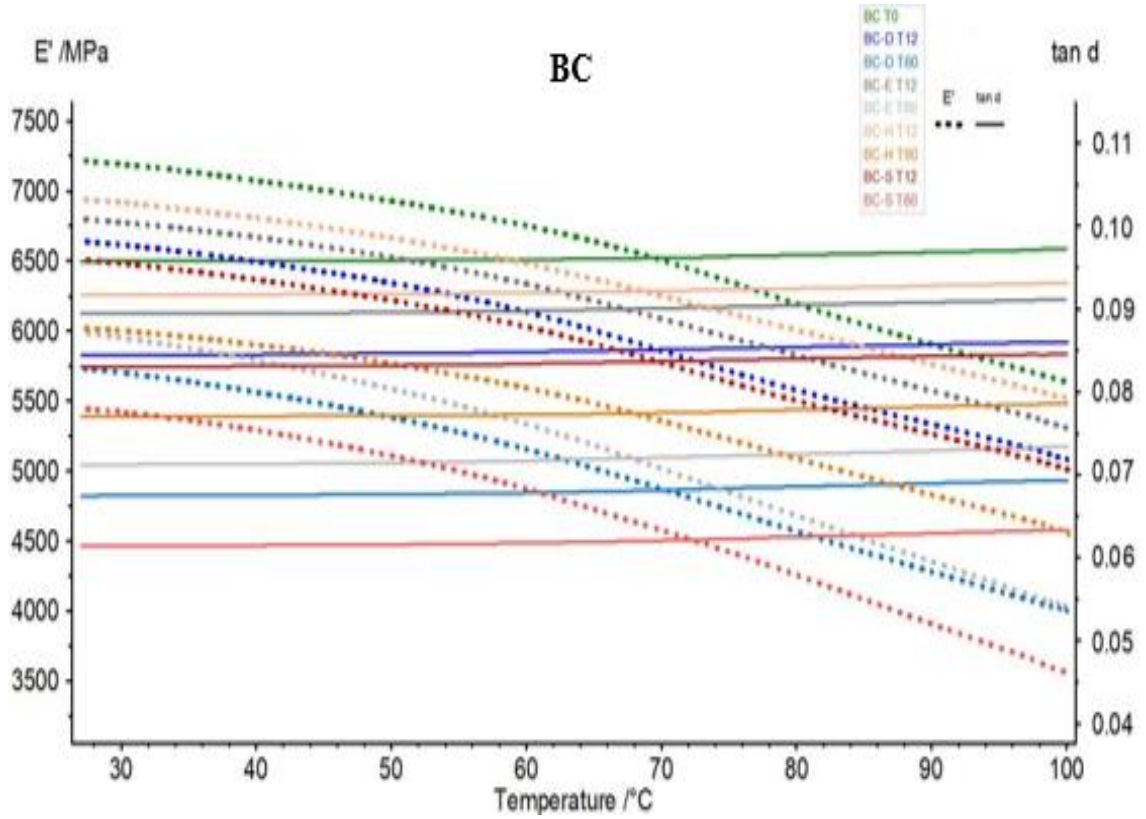


Şekil 4.20. GP materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri



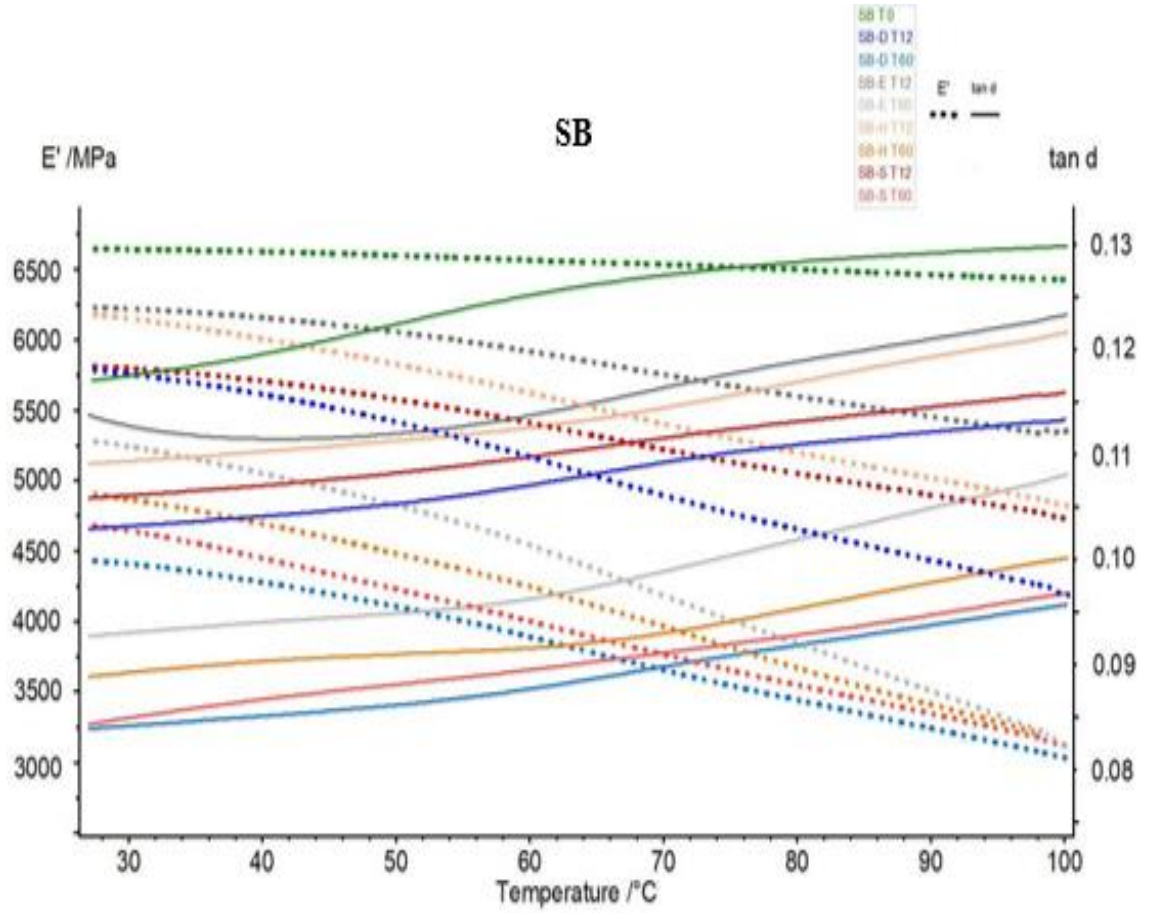
Şekil 4.21. DMA analizi esnasında kırılan örnek

Şekil 4.22'de BC materyalinin başlangıçta en yüksek E' değeri 7250 MPa, en yüksek tan d değeri 0,097 olarak bulundu. 12. günde tan d değeri en yüksek H solüsyonunda (0,094), en düşük tan d değeri S solüsyonunda (0,085) görüldü. 60. günde tan d değeri en yüksek H solüsyonunda (0,079), en düşük tan d değeri S solüsyonunda (0,064) tespit edildi.



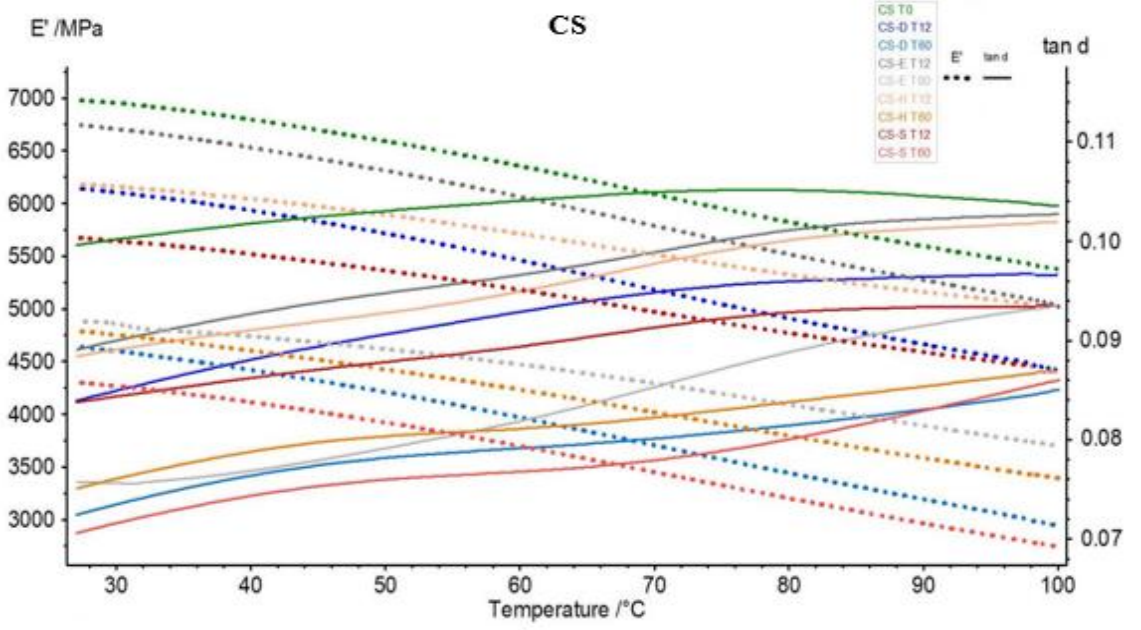
Şekil 4.22. BC materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri

Şekil 4.23'te SB materyalinin başlangıçta en yüksek E' değeri 6650 MPa, en yüksek tan d değeri 0,130 olarak bulundu. 12. günde tan d değeri en yüksek E solüsyonunda (0,124), en düşük tan d değeri D solüsyonunda (0,113) görüldü. 60. günde tan d değeri en yüksek E solüsyonunda (0,108), en düşük tan d değeri D solüsyonunda (0,096) tespit edildi.



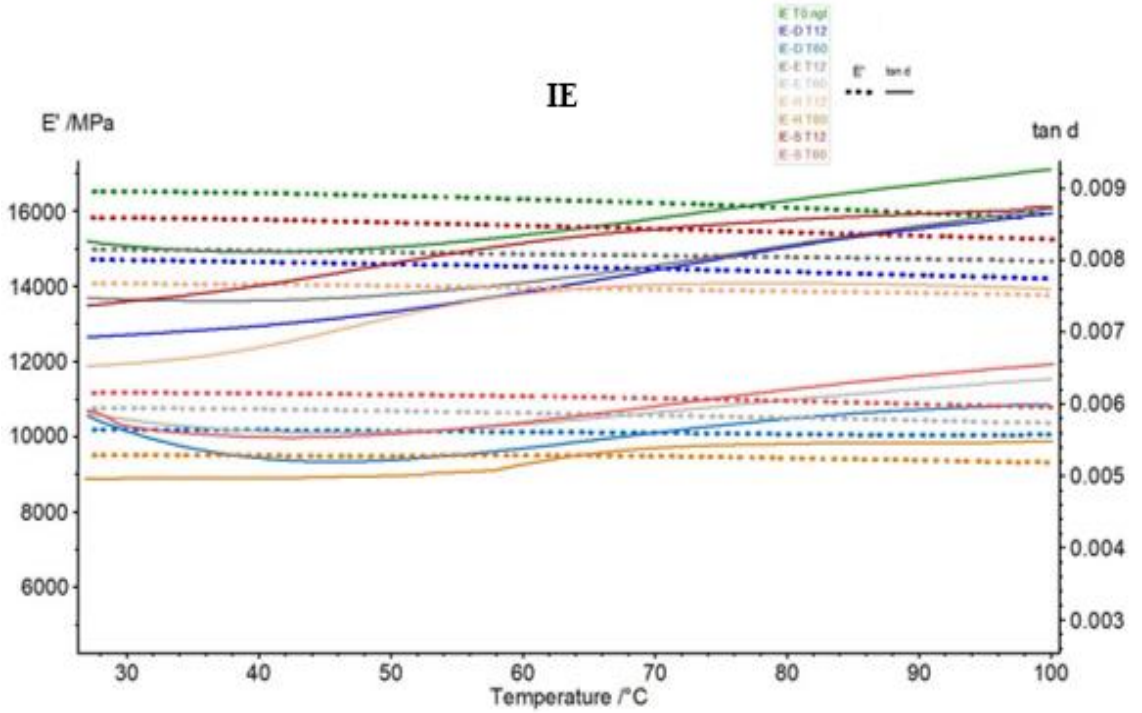
Şekil 4.23. SB materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri

Şekil 4.24'te CS materyalinin başlangıçta en yüksek E' değeri 7000 MPa, en yüksek tan d değeri 0,104 olarak bulundu. 12. günde tan d değeri en yüksek E solüsyonunda (0,103), en düşük tan d değeri S solüsyonunda (0,093) görüldü. 60. günde tan d değeri en yüksek E solüsyonunda (0,094), en düşük tan d değeri D solüsyonunda (0,085) tespit edildi.



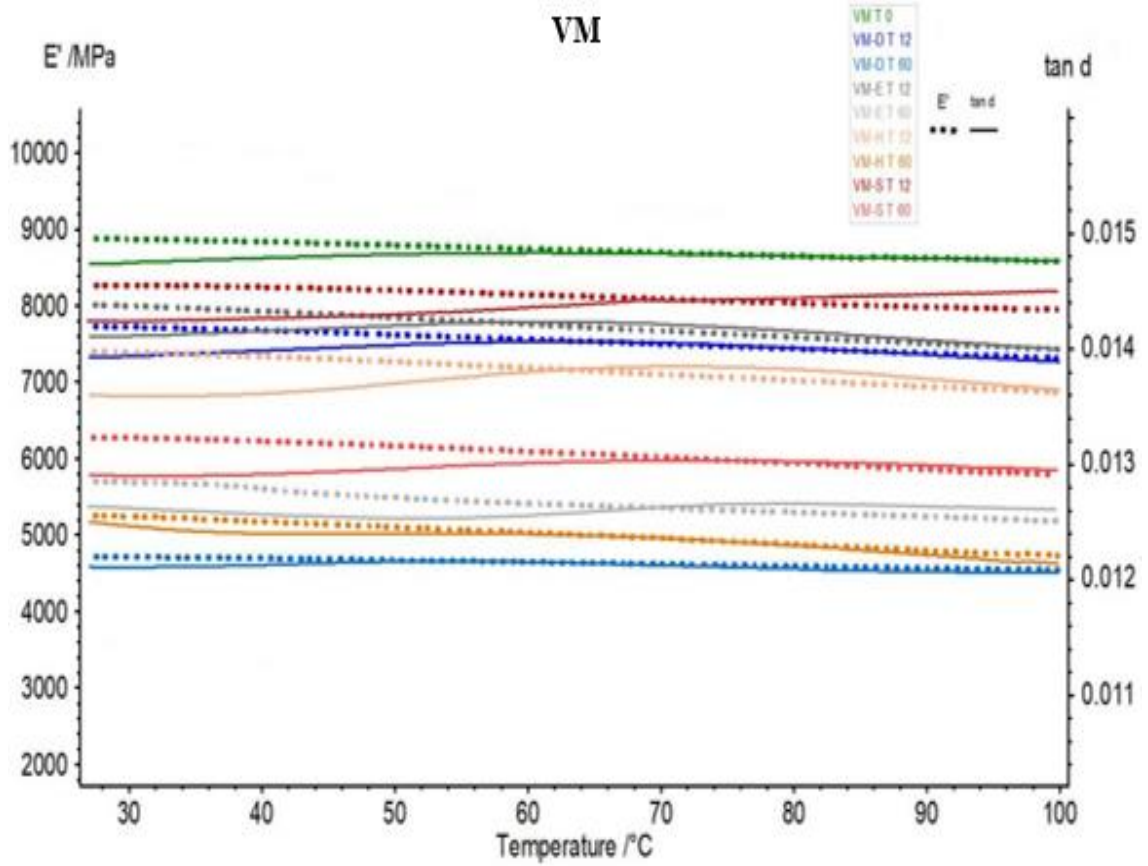
Şekil 4.24. CS materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri

Şekil 4.25'te IE materyalinin başlangıçta en yüksek E' değeri 16000 MPa, en yüksek tan d değeri 0,0092 olarak bulundu. 12. günde tan d değeri en yüksek S solüsyonunda (0,0088), en düşük tan d değeri H solüsyonunda (0,0076) görüldü. 60. günde tan d değeri en yüksek S solüsyonunda (0,0066), en düşük tan d değeri H solüsyonunda (0,0055) tespit edildi.



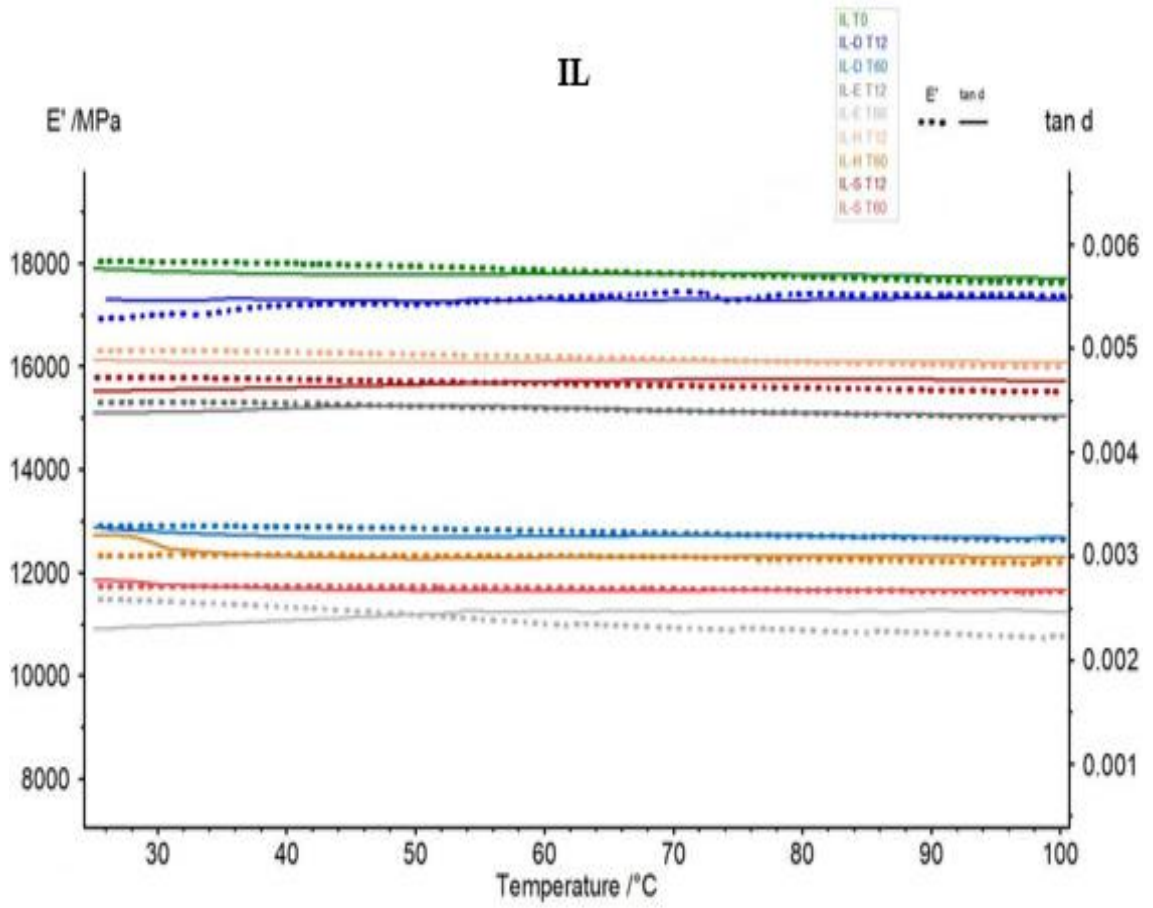
Şekil 4.25. IE materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri

Şekil 4.26’de VM materyalinin başlangıçta en yüksek E' değeri 8900 MPa, en yüksek tan d değeri 0,0148 olarak bulundu. 12. günde tan d değeri en yüksek S solüsyonunda (0,0145), en düşük tan d değeri H solüsyonunda (0,0136) görüldü. 60. günde tan d değeri en yüksek S solüsyonunda (0,0130), en düşük tan d değeri D solüsyonunda (0,0121) tespit edildi.



Şekil 4.26. VM materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri

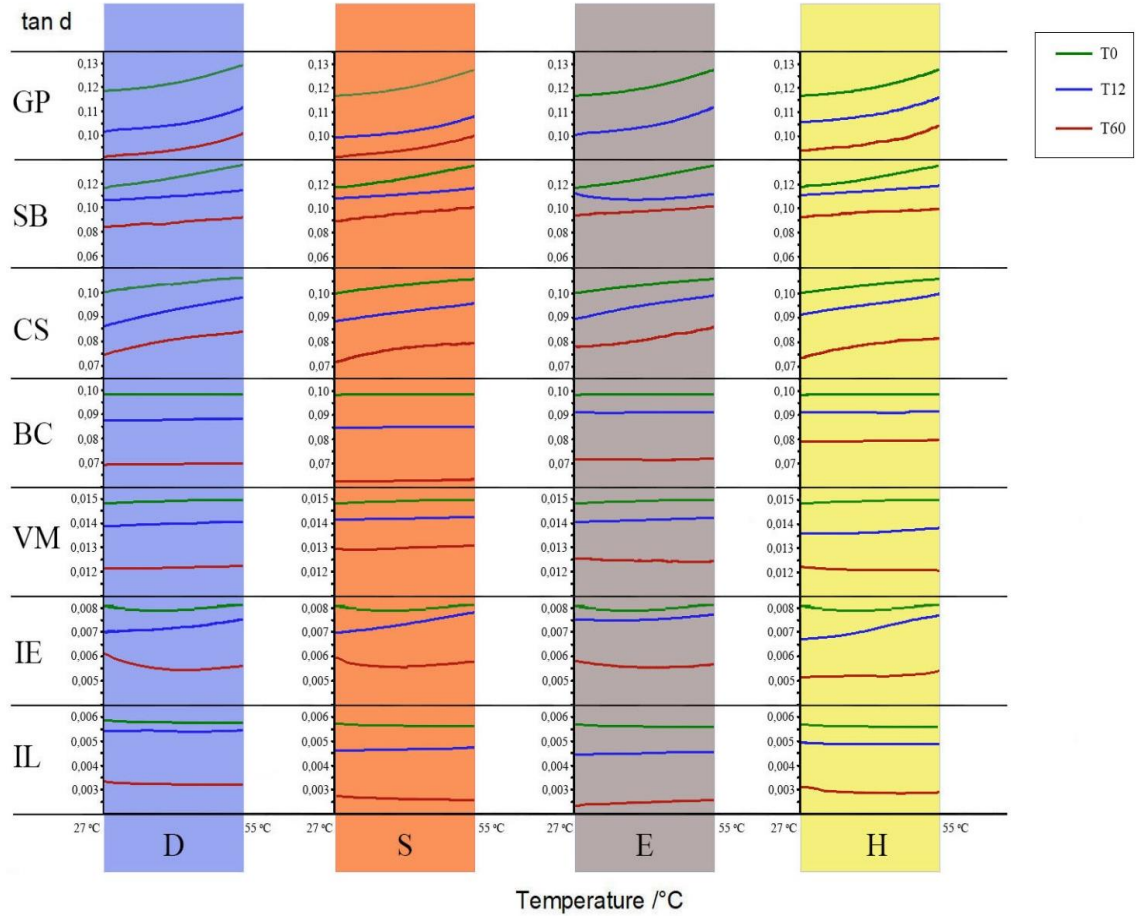
Şekil 4.27’de IL materyalinin başlangıçta en yüksek E' değeri 18000 MPa, en yüksek tan d değeri 0,0057 olarak bulundu. 12. günde tan d değeri en yüksek D solüsyonunda (0,0055), en düşük tan d değeri E solüsyonunda (0,0044) görüldü. 60. günde tan d değeri en yüksek D solüsyonunda (0,0032), en düşük tan d değeri E solüsyonunda (0,0025) tespit edildi.



Şekil 4.27. IL materyalinin her bir ölçüm zamanına ait E' ve tan d değerleri

Şekiller incelendiğinde, başlangıç ölçümünde en yüksek E' değeri IL, en yüksek tan d değeri GP materyalinde, en düşük E' değeri GP, en düşük tan d değeri IL materyalinde elde edildi.

Çalışmada ağız içi sıcaklık aralığı olarak kabul ettiğimiz 27-55 °C'ta, materyallerin viskoelastik özelliklerinin daha kolay değerlendirilmesi için Şekil 4.28 hazırlandı.



Şekil 4.28. Materyallerin 27-55 °C arası  $\tan \delta$  değişimi



## 5. TARTIŞMA

Çalışmada “bir indirekt kompozit ve altı farklı içeriğe sahip CAD-CAM restoratif materyalin dört farklı gıda benzeri solüsyonda bekletilmesi materyallerin optik, yüzey, mekanik ve viskoelastik özelliklerini etkilemeyecektir” şeklinde kurulmuş olan başlangıç hipotezi gruplar arasında anlamlı farklılık bulunması nedeniyle reddedildi.

Dijital teknoloji, diş hekimliği alanında hızla ilerleyen, diş tedavisinin ve ağız içi uygulamaların kalitesini zaman, çaba ve maliyet etkinliği açısından artıran önemli bir araçtır.<sup>186, 187</sup> Dijital diş hekimliği, klinikte rutin tedavilerin parçası haline geldiğinden, klinisyenler bu sistemlerde kullanılan farklı restoratif materyallerin güçlü yönlerine ve sınırlamalarına hâkim olmalıdır.

Geleneksel monolitik CAD/CAM blok materyaller, kompozit rezinlerden ve dental seramiklerden oluşmaktadır.<sup>26</sup> İki materyal tipinin birbirine göre çeşitli avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Dental seramikler, oldukça dayanıklı ve sert materyaller olmalarına rağmen ideal işlenebilirliğe sahip değildir ve doğaları gereği kırılma yapısıdır.<sup>28, 29</sup> Kompozit rezinler ise geleneksel dental seramiklere göre genellikle daha düşük mekanik özelliklere sahip olmalarına rağmen frezeleme kolaylığı, marjinal uyumlarının daha iyi olması, maliyetlerinin daha düşük olması, basit cilalama prosedürü ve ağız içi tamir edilebilirlik gibi avantajlara sahiptir.<sup>26, 27</sup> Resin matris seramikler ise hem kompozit rezinlerin hem de seramik malzemelerin avantajlarını birleştirmek için geliştirilmiş, güncel seramik sınıflandırmasına en son eklenen materyal grubudur.<sup>55, 188</sup>

Günümüzde materyal teknolojisindeki gelişmelerle beraber daha estetik, sağlam ve uzun ömürlü restorasyonlar üretilebilmektedir. Tüm bu gelişmelere rağmen, zorlu ağız ortamı koşullarında restorasyonlar kimyasal, mekanik ve fiziksel etkenlere maruz kaldığında yüzey özellikleri ve dayanıklılıkları hala tehlikeye girebilmektedir.<sup>115</sup>

Restorasyondaki yüzeysel değişiklikler, materyalin uzun dönem klinik başarısı ile ilişkili olabileceği gibi, erken dönemde kısmen restorasyonu mekanik bozunmaya karşı daha savunmasız hale getirebilen kimyasal bozunmayla da ilişkilidir.<sup>189, 190</sup> Kimyasal bozunma dental restorasyonların yiyecek ve içeceklere aralıklı veya sürekli olarak maruz kalması sonucu oluşabileceği gibi gıda artıklarının yetersiz cilalanmış restorasyonların çevresinde sıkışıp kalması, restorasyon kenarlarındaki yapışkan eklentiler (diş taşı veya

yiyecek parçacıkları) tarafından emilmesi veya artıkların bakterilerce bozunması sonucu ortaya çıkabilir.<sup>117, 191</sup>

Yapılan in vitro çalışmalarda, restoratif materyallerin kimyasal bozunmasını değerlendirmek için yiyecek ve içeceklerdeki içerik çeşitliliğini taklit etmek üzere diyet solventleri veya gıdayı benzeri sıvılar kullanılmaktadır.<sup>192</sup> Heptan, sitrik asit, etanol ve distile su, farklı çözünürlük parametrelerine sahip, yiyecek ve içeceklerde bulunan organik çözücülerdir. Ağız içi koşulları (bileşenler, pH, vizkozite) taklit eden bu sıvılar ABD Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından gıda benzeri sıvılar olarak kabul edilmektedir.<sup>118, 119</sup> Heptan, tereyağı, yağlı etler ve bitkisel yağları taklit ederken, sitrik asit ve etanol çözeltisi bazı içecekleri, sebzeleri, meyveleri, şekerlemeleri ve şurupları taklit eder. Ayrıca su ve tükürüğün sağladığı ıslak ağız ortamını taklit etmek için distile su kullanılmaktadır.<sup>120, 121</sup>

Ağız ortamında dental kompozitlerin kimyasal bozunması günümüzde sorun oluşturmaya devam etmektedir.<sup>192, 193</sup> Kompozitte rezin matriksin yumuşaması, bağlayıcı silan ve doldurucu partiküllerin hidrolitik bozulması gibi kimyasal bozunma belirtileri su emilimi ile başlar,<sup>194</sup> artık monomerlerin, organik bileşenlerin, doldurucu partiküllerin ve iyonların serbest kalmasıyla ilerler.<sup>195</sup> Kimyasal bozunmanın, dental kompozitler üzerindeki başlıca etkileri arasında yüzey sertliğinin azalması ve yüzey özelliklerinin değişmesi nedeniyle pürüzlülük değerlerinin artması, buna bağlı olarak estetik özelliklerin azalması yer almaktadır.<sup>194</sup>

Çalışmada değişkenleri azaltmak amacıyla gıda benzeri solüsyonların CAD/CAM restoratif materyaller üzerindeki etkilerini incelerken sonuçları etkileyebileceğini düşündüğümüz bazı faktörler standardize edilmiştir.

Restoratif materyalin yüzey kalitesi, materyale ve cila prosedürüne bağlıdır. Her ne kadar firmalar materyalleri için özel polisaj veya glazür sistemleri önerse de polisaj sisteminden kaynaklanabilecek farklılıkların elimine edilmesi için çalışmamızda tüm materyaller aynı üniversal polisaj sistemi kullanılarak parlatılmıştır.<sup>127</sup>

Çok adımlı polisaj setleri üzerinde klinik olarak kabul edilebilir sürelerin belirlenmesi amacıyla (180, 120, 60 ve 30 saniye) yapılan çalışmalarda, her adım için 60 saniye uygulamasının tatmin edici sonuçlar elde edilebilmesinde yeterli süre olduğu

gösterilmiştir.<sup>196, 197</sup> Bu çalışmalardan yola çıkarak çalışmamızda üniversal polisaj setinin her adımı 60'şar saniye olarak uygulanmıştır.

Literatürde örneklerin in vitro ortamda 60 gün süreyle saklanması seramiğin ağız içinde 5 yıllık klinik kullanımına karşılık geldiği bildirilmiştir.<sup>126, 198</sup> Bu amaçla, çalışmamızda materyallerin uzun dönem pürüzlülük, renklenme, parlaklık, mikrosertlik ve viskoelastik özelliklerinin değerlendirilmesi için örnekler 37 °C'ta etüvde 60 gün süreyle bekletilerek, 12. gün (1 yıllık klinik kullanım) ve 60. gün (5 yıllık klinik kullanım) ölçümleri yapıldı.

Dental restorasyonlarda estetik görünüm ve hasta memnuniyeti göz önünde bulundurulduğunda renk, parlaklık ve yüzey pürüzlülüğü gibi faktörler büyük önem kazanmaktadır.<sup>195, 199</sup> Restorasyonlarda estetiğin yanı sıra diş ve periodontal yapıların devamlılığı için hastaya pürüzsüz bir restorasyon sağlanması büyük önem taşımaktadır.<sup>200</sup> Öte yandan pürüzlü yüzeyler plak birikimi ve renk değişikliği için uygun bir ortam sağlayarak, plak kaynaklı diş eti iltihabına, ikincil çürüklere ve translüsensinin azalmasına neden olabilmektedir.<sup>201, 202</sup> Bu yüzden yüksek estetiğe sahip sağlıklı ağız ortamı elde etmek için yüzey pürüzlülüğünün en aza indirilmesi gereklidir.

Çalışmada gıda benzeri solüsyonların bir indirekt kompozit ve altı farklı CAD/CAM restoratif materyalinin üzerindeki etkilerinin belirlenmesi amacıyla pürüzlülük ölçümleri birçok çalışmada olduğu gibi kontakt tipi profilometre cihazı aracılığıyla gerçekleştirildi.<sup>198, 203</sup> Temaslı profilometrenin kayıt iğnesinin uzaysal boyutu, ölçme kuvveti ve z eksenindeki kalibrasyonu gibi sınırlamaları olmakla beraber genellikle yüzey pürüzlülüğünü olduğundan daha düşük gösterir. Bu sınırlamalara rağmen ekonomik olması nedeniyle dental materyallerin ölçümünde sıklıkla tercih edilmektedir.<sup>127</sup> Bu çalışmada en sık kullanılan pürüzlülük parametresi olan, tanımlanması, hesaplanması kolay ve yükseklik değişimlerinin profilini yeterli şekilde sağlayan ortalama aritmetik yükseklik ( $R_a$ ) değeri kullanıldı.

Solüsyonlara atılmadan hemen önce yapılan ölçümlerde yüzey pürüzlülüğü en yüksekten en aza sırasıyla IL, IE, VM, SB, GP, BC, CS materyal gruplarında elde edildi. Cam matriks seramiklerin yüzey pürüzlülüğünün rezin içerikli materyallere kıyasla daha yüksek bulunması, materyallerin yüzey sertlikleri, uygulanan manuel polisaj işlemi, rezin içerikli materyallerin doldurucu partikül içeriği ve tipi ile ilişkilendirildi.

Solüsyonda bekletmenin 60. gününde ise pürüzlülük değerleri en yüksekten en aza sırasıyla IL, IE, GP, VM, SB, BC, CS materyal gruplarında elde edildi. Sonuçlara göre, sıralamada yeri değişen tek materyal, pürüzlülük artışı diğer rezin içerikli materyallere kıyasla daha fazla olan GP indirekt kompozit materyali olmuştur. Bu durum materyalin polimerizasyon seviyesi ile ilişkilendirildi.

60. günde solüsyonlara göre pürüzlülük değerleri en yüksekten en aza sırasıyla etanol, sitrik asit, distile su, heptan solüsyonlarında tespit edildi. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, IE materyal grubu hariç, heptan solüsyonunda materyaller daha düşük pürüzlülük değerleri gösterdi.

Kabul edilemez yüzey pürüzlülüğü eşik değeri için henüz tam bir görüş birliği sağlanamamış olmasına rağmen, 0,2  $\mu\text{m}$ 'nun üzerindeki  $R_a$  değerinin plak formasyonunda artışa sebep olarak çürük ve periodontal inflamasyon riskini artırdığı, bunun sonucunda ise restorasyon estetiğini ve uzun süreli kullanımını tehlikeye attığı belirtilmiştir.<sup>126, 127</sup> Çalışmada başlangıç ölçümleri değerlendirildiğinde, IL ve IE materyalleri bu değer üstünde kalarak, plak formasyonu için yeterli pürüzlülükte bulundu. Resin içerikli materyaller için manuel polisaj işleminin yüzey pürüzlülüğünü azaltmada yeterli bir yöntem olduğu önceki çalışmalarda gösterilmiştir.<sup>204</sup> Ancak, tam seramik materyallerde manuel polisaj işlemi uygulanabilmesine rağmen yüzey pürüzlülüğünü azaltmak ve estetiği geliştirmek için glazür işleminin daha uygun olacağı belirtilmiştir.<sup>205, 206</sup> Bu bilgiler ışığında IL ve IE cam matriks materyalleri için glazür işleminin, pürüzlülüğü düşürmede daha uygun yöntem olduğu düşünülebilir.

Hastanın diliyle hissedebildiği pürüzlülük değerinin 0,28  $\mu\text{m}$  olduğu belirtilmişken, pürüzlülük 1 $\mu\text{m}$ 'dan az olduğunda ise, klinik olarak yüzeyin pürüzsüzmüş gibi görüldüğü bildirilmiştir.<sup>128</sup> Çalışmada 60. günde tüm materyaller 0,12-0,58  $\mu\text{m}$  arasında pürüzlülük değeri göstererek klinik olarak görünür pürüzlülük değeri altında kalmış olmasına rağmen, GP, CS, IE ve VM materyalleri üzerinde solüsyonların etkisi anlamlı bulundu. Bu anlamlılık, GP materyali için etanol, CS materyali için sitrik asit, IE materyali için heptan, VM materyali için sitrik asit ve etanol solüsyonlarında tespit edildi.

Çalışmada profilometre ile yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesine ek olarak, görsel analiz yoluyla yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla materyallerin SEM görüntüleri alındı.<sup>207, 208</sup> İki farklı yöntem ile yapılan analizler ve incelemeler büyük

oranda tutarlılık gösterdi. SEM görüntüleri ile yapılan görsel analiz sonucunda etanol solüsyonunun indirekt kompozit olan GP materyaline etkisinin diğer kompozit içerikli CAD/CAM restoratif bloklardan, heptan solüsyonunun ise IE materyaline etkisinin diğer cam matriks seramiklerden fark edilir oranda daha fazla olduğu tespit edildi. Sitrik asit solüsyonunun ise rezin içerikli materyallere oranla cam matriks seramiklere etkisinin daha fazla olduğu bulundu.

Literatürdeki çalışmalar genellikle gıda benzeri solüsyonların kompozit içerikli materyaller üzerindeki etkisine yoğunlaşmıştır. Bununla birlikte, CAD/CAM cam matriks seramiklere etkileri ile ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Kompozit materyaller ile yapılan çalışmalarda, ağız ortamını taklit eden sıvıların dental kompozit materyallerde yüzey değişiklikleri meydana getirdiği gösterilmiştir.<sup>117, 122, 209, 210</sup> Bu değişiklikler, kompozit materyallerdeki polimer yapısının ve rezin-doldurucu ara yüzünün bozulmasının yanı sıra inorganik doldurucu partiküllerinin kaybına bağlanmıştır.<sup>13, 211</sup>

Ağız ortamının taklit edildiği çalışmalarda, birbirinden farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bu farklılıklar, kullanılan sıvıların, materyallerin ve bekletme sürelerinin değişikliğinden kaynaklanabilmektedir. Yap ve ark.<sup>117</sup>, altı farklı kompozit rezin materyalini içeren, içerisinde asitli solüsyonlarında bulunduğu çeşitli gıda benzeri sıvılarda 7 gün süreyle beklettikleri çalışmalarında, restoratif materyallerin sıvılardan önemli ölçüde etkilenmediğini belirtmişken, bunun aksine daha yakın bir zamanda yapılan başka bir çalışmada<sup>212</sup> asidik yiyecekleri taklit eden sıvılarda 28 gün bekletilen kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünün arttığı ve mikro sertliklerinin azaldığı rapor edilmiştir. Bu çalışmada da benzer şekilde 12. ve 60. gün ölçümlerinde tüm materyallerin yüzey pürüzlülüğünün arttığı, mikrosertliğinin ise azaldığı tespit edildi.

Alkol ve asidik/bazik solventler, dental kompozitler üzerinde higroskopik ve hidrolitik etkiler gösterir ve materyallerin bozunma derecesi sıvıların kimyasal yapılarından etkilenir.<sup>213, 214</sup> Bu durum, BC materyali hariç, sitrik asit, heptan ve etanol çözeltilerinde bekletilen materyallerde, distile suda bekletilenlere göre daha yüksek ortalama Ra değerleri elde edilen bulgularımızla uyumludur.

Sitrik asit solüsyonunun içerisinde bekletilmiş olan rezin içerikli materyallerin en yüksekten en aza doğru pürüzlülük sıralaması GP>CS>SB>BC olarak tespit edildi. Sitrik

asit gibi solüsyonların, rezin matriks ve silan yapısında kimyasal bozunmaya yol açmanın yanı sıra doldurucu partiküllerin hidrolitik parçalanması yoluyla polimerler üzerinde yumuşatıcı etkileri olduğu bilinmektedir.<sup>123, 215</sup> Bu etki, çalışmanın SEM görüntülerinde de fark edilebilmektedir. Sitrik asitte bekletilen rezin matriks seramikler incelendiğinde, SB materyalinin 60. gündeki pürüzlülük değişiminin, CS materyaline oranla daha az görülmesi, materyalin inorganik doldurucu içeriğinin farklı olması ve bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) içermemesi ile açıklanabilir.

Önceki çalışmalarda, dental kompozitler heptanda bekletildiğinde yüzey özelliklerinin stabil kaldığı bildirilmiştir. Bu etki heptanın, doldurucu parçacıklardan kompozit yapısındaki silika ve metallerin sızmasını önlemesi ile açıklanmıştır.<sup>117, 216</sup> Bu çalışmada heptan içerisinde bekletilen rezin içerikli materyallerin pürüzlülük değişim değerlerinin, cam matriks seramiklere kıyasla daha az olması, heptanın önceki çalışmalardaki etkisi ile uyumlu gözükmektedir.

Etanol solüsyonu, kompozit materyaller üzerinde etkisini polimer matriks ve doldurucu partiküllerin silan bağı bozarak gösterir. Bu etki, polimer ağlarının bileşimi ve kimyasal yapısından etkilenmektedir.<sup>191, 217</sup> Solvent ile çözünen madde arasındaki çözünürlük parametresi ne kadar yakınsa, çözünen maddenin bozunması da o kadar büyük olmaktadır. Çalışmalarda etanol-su solüsyonu çeşitli derişimlerde kullanılmıştır.<sup>15, 218, 219</sup> %75 etanol-su solüsyonu, Bis-GMA bazlı materyallere daha yakın bir çözünürlük parametresine sahip olduğu için rezin içerikli materyalleri içeren çalışmalarda sıklıkla kullanılmıştır.<sup>220</sup> %50'lik etanol-su solüsyonu ise insanların günlük rutinlerinde tükettiği yiyecek ve içecekleri taklit etmesinin yanında kompozitlerdeki bozunmanın gözlemlenmesine olanak sağlayacak derişimde olması nedeniyle çeşitli çalışmalarda kullanılmıştır.<sup>117, 123, 221</sup> Bu çalışmada hem insanların günlük rutinlerinde tükettiği yiyecek ve içecekleri taklit etmek hem de etanolün materyaller üzerindeki etkisini gözlemleyebilmek amacıyla %50'lik etanol-su solüsyonu kullanıldı.

Etanol solüsyonunun çözünürlük parametresinin, kompozit rezinlerde en çok kullanılan rezin monomerlerinden biri olan Bis-GMA'nın çözünürlüğüne yakın bir değerde olduğu bilinmektedir.<sup>222, 223</sup> Kullanılan materyallerden SB'nin en düşük  $\Delta R_a$  değerinin etanol solüsyonunda görülmesi, materyalin Bis-GMA içermemesi ile açıklanabilir. Elde edilen bulgulara göre, etanol solüsyonunda bekletilen GP kontrol grubu en yüksek  $\Delta R_a$  değerini gösterdi. GP materyalinin pürüzlülük değişimi BC, SB,

CS, IE, IL materyallerinden anlamlı derecede yüksek bulundu. Kompozit materyallerde reaksiyona girmemiş monomerin salınma miktarının, polimerizasyon derecesine bağlı olduğu, polimerizasyon derecesi ne kadar düşük olursa, malzemedan salınabilen reaksiyona girmemiş monomer miktarının o kadar yüksek olduğu önceki çalışmalarda belirtilmiştir.<sup>223</sup> Bu çalışmada, GP materyalindeki artışın diğer rezin içerikli materyallere göre daha yüksek olması materyallerin polimerizasyon seviyesi ile açıklanabilir.<sup>210</sup>

Çalışmada etanol solüsyonunda GP kontrol grubundan sonra en yüksek  $\Delta R_a$  değerleri sırasıyla en yüksekte en aza doğru CAD/CAM cam matriks seramikler olan IL, VM ve IE materyallerinde tespit edildi. Bu etki cam matriks seramiklerin SEM görüntülerinden anlaşılabilir gibi, solüsyonun etkisiyle gözenekli seramik ağına açığa çıkması ve manuel polisaj işlemine bağlı olarak yüzeyde oluşan ve gözle görülemeyen düzensizlikler ile açıklanabilir.

Heptan solüsyonu içerisinde en yüksek  $\Delta R_a$  değeri sırasıyla CAD/CAM cam matriks seramiklerde en yüksekte en aza IE>IL>VM materyallerinde elde edildi. Heptan solüsyonundaki bu etkinin doldurucu maddeleri çözerek materyalleri zayıflatma yeteneği ile ilgili olabileceğini düşünüldü.<sup>224</sup> Bu etki materyallerin SEM görüntüleri ile uyumlu bulundu.

Estetik restorasyonlar için hasta memnuniyeti öncelikle restorasyonun formu, translüsensi ve rengiyle ilişkilidir.<sup>225, 226</sup> Özenle yapılmış ağız içi hazırlık ve hassas laboratuvar teknikleri ile final restorasyonun istenen formda üretilmesi mümkün olsa da restorasyonun renk uyumu ve bu uyumun devamlılığı diş hekimleri için problem olmaya devam etmektedir.

Klinik açıdan bakıldığında, renklenme CAD/CAM restoratif malzemelerin optik özelliklerini olumsuz yönde etkileyen ve hatta hasta tarafından kabul edilmemesi durumunda restorasyonun erken dönemde yenilenmesine yol açabilen bir etkidir.<sup>227</sup> Renk değişikliği yiyecek, içecek veya sigara dumanı gibi renklendiricilerden veya malzemenin üretim sürecinde meydana gelen kimyasal reaksiyonlardan kaynaklanır. CAD/CAM rezin materyaller, endüstriyel olarak standartlaştırılmış üretimleri nedeniyle, oldukça homojen ve polimerize materyallerdir, ancak sıvıları emme eğilimleri erken dönemde renklenmelerine neden olabilmektedir.<sup>223</sup> Bu özellikleri nedeniyle, rezin materyallerdeki renklenmenin insan gözünün algılayabileceği seviye olan  $3,3 \Delta E^*_{ab}$

altına indirilebilmesi için, seramik restorasyonlara kıyasla daha kısa aralıklarla cilalanmaları tavsiye edilir.<sup>228, 229</sup> CAD/CAM restoratif materyallerin renk değiştirme davranışına ilişkin önceki çalışmalar ya tek bir ortam üzerinde yoğunlaşmış ya da sınırlı sayıda malzeme üzerinde yapılmıştır.<sup>230-233</sup> Dolayısıyla, bu çalışmanın amacı bir indirekt kompozit ve altı farklı CAD/CAM restoratif materyalin çeşitli gıda benzeri solüsyonlarda bekletilmesi sonrasında oluşan renk değişimini değerlendirmektir.

Diş hekimliğindeki en önemli estetik parametrelerden biri renk olduğu için, hastaların estetik beklentilerinin yükselmesi sonucu çeşitli restoratif materyaller ve renk eşleştirme sistemleri geliştirilmiştir.<sup>161, 234, 235</sup> En yaygın kullanılan renk eşleştirme yöntemi görsel değerlendirme yöntemidir. Vitapan Classical ve türevleri gibi renk skalaları ise muhtemelen en yaygın kullanılan renk kılavuzlarıdır.<sup>236</sup> Sayısal renk farklılıklarının gerçekçi yorumlanması için görsel eşik değerleri önemlidir. %50:50 algılanabilirlik eşiği, gözlemcilerin %50'sinin 2 nesne arasında renk farkını algıladığı, diğer %50'nin ise hiçbir farkı algılamadığı durumu ifade eder. Benzer şekilde %50:50 kabul edilebilirlik eşiği ise, gözlemcilerin %50'si için kabul edilebilir olan renk farkının, diğer %50'sinin restorasyon renginin düzeltilmesi gerektiğini düşündüğü durumdur.<sup>237-239</sup> Bu eşikler dental materyallerin klinik performansının değerlendirilmesinde, araştırmalarda standardizasyonun sağlanmasında, elde edilen bulguların yorumlanmasında sıklıkla kullanılır.<sup>161, 237</sup>

Renk değişikliklerini analiz etmek için en sık kullanılan formüller CIELab veya CIEDE2000 formülleridir.<sup>161</sup> CIEDE2000 renk farkı formülünün, insan algısı ile daha uyumlu sonuçlar verdiği bildirilmiştir.<sup>240</sup> Bu nedenle çalışmada, bir çok çalışmada olduğu gibi veriler CIEDE2000 renk farkı formülü kullanılarak elde edildi.<sup>241</sup> %50 : %50 algılanabilirlik eşiği ( $\Delta E_{00} \leq 0.8$ ) ve %50 : %50 kabul edilebilirlik eşiği ( $\Delta E_{00} \leq 1,8$ ) Paravina ve ark.'nın<sup>161</sup> çalışmasındaki eşik değerleri referans alınarak belirlendi.

Renk belirlemede spektrofotometreler, pratik olmaları, renk tespitini en doğru şekilde yapabilmeleri ve sonuçların tekrarlanabilirliği gibi nedenlerle sıklıkla tercih edilirler.<sup>170</sup> Spektrofotometreler, renk skalasından elde edilen diş rengini CIELab değerlerine dönüştürmek için de kullanılabilir.<sup>146</sup> Çalışmada birçok araştırmada da kullanılan VITA Easyshade spektrofotometre cihazı tercih edildi. Spektrofotometreler tarafından tespit edilen farklılıklar istatistiksel açıdan veya algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşiği kullanılarak değerlendirilebilir. Renk ölçümlerinin istatistiksel



sonuçları, klinik tutarlılığın doğrulanması için her zaman algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşiği ile entegre edilmelidir.<sup>241</sup>

Literatürde renk değerlerinin olası sapmalarını azaltmak için, aynı araştırmacı tarafından her örneğin renk ölçümü 3'er kez tekrarlanarak, ortalamalarının alınması önerilmiştir.<sup>242</sup> Bu öneri doğrultusunda, çalışmada ölçümler 3'er kez tekrarlandı ve her ölçümde cihaz yeniden kalibre edildi.

Dental spektrofotometreler ile doğru ve tekrarlanabilir ölçümler yapılabilmesi ve geri dönen ışık miktarına bağlı olarak 'edge-loss' denilen ölçüm hataları meydana gelmemesi için örnek ve cihazın ölçüm yapan yüzeyleri arasında optimum bir uyum gereklidir.<sup>243, 244</sup> Renk ölçüm cihazlarının düz yüzeye sahip cisimlerde daha başarılı ölçümler yaptığı bildirilmiştir.<sup>244</sup> Bu yüzden çalışmada renk ölçümleri için örnekler düz yüzeye sahip diskler şekline hazırlandı.

CAD/CAM restoratif materyallerin gıda benzeri solüsyonlar içerisinde bekletilerek renklenmelerinin değerlendirildiği çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Gıda benzeri solüsyonların seramiklerin renk değişimine etkisi olduğunu gösteren bu çalışma, literatürde renklendirici solüsyonlarla yapılmış diğer çalışmalar ile uyumludur.<sup>241</sup> Çalışmamda zamanla tüm CAD/CAM restoratif materyallerde renk değişikliğinin arttığı ve solüsyonda saklama süresinden etkilendiği tespit edildi.

Çalışmanın 12. gününde elde edilen  $\Delta E00$  verilerine göre etanolde bekletilen GP ve SB materyalleri ile heptanda bekletilen SB materyallerinin  $\Delta E00$  değerleri kabul edilebilir eşik değeri üstünde kaldı. 60. günde elde edilen  $\Delta E00$  verilerine göre distile suda bekletilen GP, sitrik asitte bekletilen GP, CS ve IE materyalleri ve heptan bekletilen SB materyalinin  $\Delta E00$  değerleri kabul edilebilir eşik değeri üstünde kaldı.

Rezin içerikli materyallerin renklenme yeteneği, monomer hidrofobikliği ve su emme özellikleriyle ilişkili olabilir. Bagheri ve ark.<sup>11</sup>, yaptıkları çalışmada rezin materyallerin, renklendirici sıvılarda bekletilmesinin ardından görülen renklenmelerin, materyallerin sıvıları emme yeteneğine bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmada kullanılan rezin matris seramikler monomer yapıya sahip rezin içerikli materyaller olmaları nedeniyle kompozit rezinler olarak düşünülebilir ve renklenmeleri temelde sıvı emme özellikleri ile ilişkilendirilebilir.<sup>245</sup>

Gawriolek ve ark.<sup>246</sup>, yaptıkları çalışmada seramik materyallerin kompozit rezin materyallere göre daha iyi renk stabilitesi sergilediğini göstermişlerdir. Çalışmada da benzer şekilde, BC materyali hariç, diğer rezin içerikli materyaller en yüksek renkleme değerlerini gösterdi. Resin matriks seramikler içerisinde BC ve CS materyallerinin en yüksek  $\Delta E_{00}$  değerleri sitrik asitte elde edilirken, SB materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  değeri heptanda bulundu. Cam matriks seramikler içerisinde IE ve VM materyallerinin en yüksek  $\Delta E_{00}$  değerleri sitrik asitte tespit edilirken, IL materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  değeri heptanda elde edilmiştir. Çalışmadaki en yüksek  $\Delta E_{00}$  değerleri indirekt kompozit olan GP materyalinin etanolde bekletilmesinde görüldü.

Condon ve ark.<sup>247</sup>, %75'lik etanol-su çözeltisi kullanarak yaptıkları yaşlanma çalışmalarında, sadece düşük polimerizasyon seviyesine sahip materyallerde aşınmada artış olduğunu, iyi polimerize olmuş materyallerde ise etanolün herhangi bir etkisinin tespit edilmediğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada daha düşük derişimde etanol solüsyonu (%50'lik) kullanılmış olmasına rağmen, Condon ve ark. aksine tüm rezin içerikli materyallerin alkolde bekletilmekten etkilendiğine dair bulgulara rastlandı. Bu durumun en olası açıklaması, indirekt rezin kompozitin düşük polimerizasyon seviyesi ile beraber tüm örneklerin manuel polisaj ile hazırlanması ve bu işlem sonrasında materyallerin yüzeyinde bazı düzensizliklerin oluşturulmuş olabileceği ile açıklanabilir.

Geleneksel renk seçimi yöntemi, renk kılavuzlarının komşu dişle görsel olarak karşılaştırılmasına dayanmaktadır.<sup>248</sup> Görsel renk seçimi en çok kullanılan yöntem olmasına rağmen, literatürde renk kılavuzlarının final restorasyon ile doğal dişlerin rengini tam olarak eşleştirmede eksiklikleri olduğu rapor edilmiştir.<sup>225, 248, 249</sup> Spektrofotometre bir nesnenin yansıtma özelliklerini ölçmek için kullanılan standart ekipmandır ve renk seçimi sırasında kontrol edilemeyen değişkenleri ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiştir.<sup>250</sup> Görsel renk analizinin subjektif doğası, rengin yanlış aktarılma olasılığını azaltan dijital renk tonu analiz sistemlerinin geliştirilmesine yol açmıştır. Bu sistemler sayesinde estetik restorasyonların, dental teknisyenler tarafından daha hassas ve düzgün bir şekilde üretilmesi sağlanır.<sup>226, 251, 252</sup> Her ne kadar dental spektrofotometreler renk seçiminde güvenilir aletler olsa da yaygın kullanımı olan cihazlar değildir. Dijital kameralar ise, hemen hemen her klinikte kullanılan cihazlardır.<sup>253</sup>

Fotoğrafçılık ve bilgisayar teknolojisindeki ilerlemeler, dijital fotoğrafçılığın renk seçimi için bir araç olarak ortaya çıkmasına yol açmıştır. Elde edilen görüntüler uygun yazılımlar kullanılarak analiz edilebilmekte ve böylece nesnelerin tamamının, hatta nesnelerin farklı alanlarının ayrı ayrı renk değerleri kayıt altına alınabilmektedir. Bu tekniğin ortaya çıkışı, kontak tipi renk seçimi cihazlarındaki sorunların aşılmasına da yol açmıştır.<sup>254</sup>

Dijital fotoğraflar dental kliniklerde yaygın bir etkileşim aracı olarak kullanılmaktadır. Dijital fotoğraflar dişlerin net görüntülerinin elde edilmesinde ve tüm klinik prosedürlerin belgelenmesinde kullanılabilir. <sup>255, 256</sup> Dijital görüntüler ile diş rengi belirlenebilir ve teknisyenin ihtiyaç duyduğu şekil, yüzey ve karakteristik özellikler hakkında önemli bilgiler kolaylıkla elde edilir.<sup>257</sup> 2022 yılında yayınlanan sistematik bir derlemede görsel renk kılavuzu kullanılarak gerçekleştirilen restorasyonların renk farklılıklarının ve renk eşleştirme hata oranının dijital fotoğrafa göre daha yüksek olduğu gösterilmiştir.<sup>258</sup> Tüm bu özelliklere rağmen, literatürde mümkün olduğunda, her iki tekniğin birleştirilmesi önerilmiştir.<sup>259</sup>

Dental fotoğrafçılıkta yaygın olarak kullanılan ve yeterli görülen kameralar, profesyonel dijital single-lens reflex (DSLR) fotoğraf makineleridir. Bu makinelerin 100 mm makro lensle birlikte kullanıldığında tutarlı sonuçlar verdiği bildirilmiştir.<sup>260, 261</sup> Bu nedenle çalışmada Canon EOS 850D DSLR fotoğraf makinesi ve Canon EF 100 mm f/2,8L Macro lens tercih edildi.

İncelenen örneğin yüzey özellikleri, ışığın yansıma açısı ve materyal tarafından emilimi, ölçüm cihazının yaklaşım açısı ve ölçümün yapıldığı arka plan gibi renk ölçümü esnasında hassasiyeti etkileyen bazı faktörler bulunmaktadır.<sup>262</sup> Bu faktörleri elimine edebilmek için ölçümler, penceresi olmayan kapalı bir oda içerisinde dışarıdan ışık girişi engellenerek CIE D65 aydınlatma altında gerçekleştirildi.

Alınan görüntüler bilgisayar ortamına aktararak çeşitli yazılım programlarında (Adobe Photoshop) veya mobil telefon uygulamalarında (Apple Color Meter) ayrıntılı şekilde incelenebilmekle beraber milimetrik ve tekrarlayan ölçümler yapılabilmektedir.<sup>179, 263</sup> Tekrar edilebilir sonuçlar için ortam, ekipman, magnifikasyon oranı (1 : 1), çözünürlük, dosya tipi (örn: Tiff ya da Jpeg) sabit olmalı, manuel ekspozur ve flaş modu, düşük ISO değeri (örn: 100 ya da 125) ve standart kamera-diş mesafesinin

seçilmesi gerektiği literatürde belirtilmiştir.<sup>264</sup> Ayrıca literatürde flaşın oluşturduğu istenmeyen yansımaların önüne geçmek için çapraz polarizasyon filtrelerinin kullanılması önerilmektedir.<sup>258, 265</sup> Literatür ışığında, bu çalışmada da standardizasyonun sağlanabilmesi için fotoğraf makinesini sabitlemek amacıyla özel aparey kullanılarak, magnifikasyon oranı 1 : 1, dosya tipi RAW, ISO değeri 100, diyafram değeri 22 olarak belirlenerek, çapraz polarizasyon filtreleri kullanılan dijital fotoğraf makinesi ile örnek arası mesafe 37 cm olarak sabitlenerek görüntüler alındı. Elde edilen görüntüler mobil telefon uygulaması olan Apple Color Meter kullanılarak analiz edildi.

Çalışmada örnek görüntülerinin renk ölçümleri sonrasında  $L^*a^*b^*$  renk değerleri elde edildi. Bu değerler CIEDE2000 renk farkı formülü ile analiz edilerek, renk farklılıkları ( $\Delta E_{00}$ ) sayısallaştırıldı.  $\Delta E_{00}$  değeri materyallerin göreceli renk değişimini gösterdiği için  $L^*$ ,  $a^*$  ve  $b^*$  değerlerinden daha anlamlıdır.<sup>266, 267</sup> Bu sebeple çalışmada da değerlendirme için sadece  $\Delta E_{00}$  değerleri kullanılmıştır.

Çalışmada 12. günde elde edilen  $\Delta E_{00}$  verilerine göre tüm solüsyonlarda CS materyali, distile suda BC materyali ve etanolde IL materyalinin  $\Delta E_{00}$  değerleri kabul edilebilir eşik değeri altında kalırken, GP, SB, IE ve VM materyallerine ait  $\Delta E_{00}$  değerleri solüsyonların tümünde kabul edilebilir eşik değeri üstünde bulundu. 60. günde elde edilen  $\Delta E_{00}$  verilerine göre tüm materyal değerleri kabul edilebilir eşik değeri üstünde kaldı.

Bu çalışmada 12. günde elde edilen  $\Delta E_{00}$  verilerine göre etanolde GP ve SB materyalleri ve heptanda SB materyallerinin  $\Delta E_{00}$  değerleri kabul edilebilir eşik değeri üstünde kaldı. 60. günde elde edilen  $\Delta E_{00}$  verilerine göre distile suda GP, sitrik asitte GP, CS ve IE materyalleri ve heptanda SB materyalinin  $\Delta E_{00}$  değerleri kabul edilebilir eşik değeri üstünde kaldı.

Rezin içerikli materyaller içerisinde BC materyaline ait en yüksek  $\Delta E_{00}$  değeri sitrik asitte elde edilirken, SB ve CS materyallerinin en yüksek  $\Delta E_{00}$  değerleri distile suda tespit edildi. Cam matriks seramikler içerisinde VM ve IL materyallerinin en yüksek  $\Delta E_{00}$  değerleri heptanda görülürken, IE materyalinde en yüksek  $\Delta E_{00}$  değeri sitrik asitte bulundu. Çalışmadaki en yüksek  $\Delta E_{00}$  değerleri rezin matriks seramik olan SB materyalinin distile suda bekletilmesi sonucunda elde edildi.

Dijital fotoğraf makinesi ve spektrofotometre ile renk analizlerinin, renk skalalarının kullanıldığı geleneksel yöntemlere göre daha az renk farklılığına ve daha az

hatalı renk tonu eşleşmesine yol açan daha güvenilir yöntemler olduğu önceki çalışmalarda gösterilmiştir.<sup>179, 258, 268</sup> Bu çalışmalarda spektrofotometre ve dijital fotoğraf yöntemlerinin L\*, a\*, b\* değerleri arasında yüksek uyum bulunduğu ve dijital fotoğrafın klinik ortamda renk seçimi için spektrofotometrelere alternatif olabileceği belirtilmiştir.<sup>268, 269</sup>

Mahn ve ark.<sup>179</sup>, yaşları 18 ile 25 arasında değişen 60 diş hekimliği öğrencisinin maksiller sağ orta kesici diş rengini üç farklı yöntem ile değerlendirmiş ve yöntemlerin klinik kabul edilebilirliğini belirlemek için CIELab formülü ile elde edilen  $\Delta E_{ab}$  değerini kullanmışlardır. Çalışmalarında görsel analog yöntem ile spektrofotometre arasındaki farkı ortalama 7,35  $\Delta E^*_{ab}$ , çapraz polarizasyon filtresi kullanılan dijital fotoğraf makinesi ile spektrofotometre arasındaki farkı ise ortalama 6,12  $\Delta E^*_{ab}$  olarak tespit etmişler ve çapraz polarize filtre kullanılan dijital fotoğraf makinesi ile renk tespitinin kabul edilebilir bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Johnston ve Kao<sup>270</sup> ise yapmış oldukları klinik çalışmada, ağız ortamında normal diş rengi aralığında uyumsuz olarak değerlendirilen dişler arasındaki ortalama renk farkını 6,85 olarak belirlemiş ve  $\Delta E^*_{ab}$  değerini CIEL\*a\*b\* formülü ile elde etmişlerdir. İlgili çalışmalar, çapraz polarizasyon filtresi kullanan dijital yöntem ile spektrofotometre arasındaki renk farkı tespit edilebilse bile, bunların restorasyonun renginin kabul edilmesinde klinik olarak etkili olmayacağını göstermektedir. Bu çalışmada çapraz polarizasyon filtresi kullanılan dijital fotoğraf makinesi ile spektrofotometre arasındaki farkın ortalama 2,61 gibi düşük bir değerde olması, CIEDE2000 formülünün kullanılması ve çalışmanın in vitro deney koşullarında gerçekleştirilmesi ile ilgili görünmektedir.

Çalışmadan elde edilen bulgular doğrultusunda dijital fotoğraf makinesi ile renk seçiminin çapraz polarize filtre kullanıldığında spektrofotometrelere alternatif olabileceği, ancak yine de dijital fotoğraf makinesi ile renk seçiminin mümkün olduğunca diğer renk seçim yöntemleri ile birlikte kullanılması gerektiği söylenebilir.

Parlaklık, nesneden yansıyan ışığın geometrik dağılımı ile oluşan ve restorasyonların estetik görünümünü etkileyen bir olgudur.<sup>173</sup> Restorasyon ve komşu diş arasında uygun renk eşleşmesi olsa bile parlaklık farklılığı gözlenebilir. Bunun nedenleri arasında materyalin partikül boyutu ve dağılımı, kırılma indeksi, rezin matrisin viskozitesi ve yüzey pürüzlülüğü gibi çeşitli faktörler olabilir.<sup>174</sup> Ayrıca yapılan parlatma

işleminde kullanılan aşındırıcının partikül büyüklüğü, tipi ve parlatma süresi gibi faktörlerden de etkilenebilmektedir.<sup>128</sup>

EN ISO 2813 standardına göre parlaklık ölçümlerinde 20/60/85° geometrileri kullanılır. Aynı standarda göre yarı parlak (GU değeri 10-70 birim arasında olan) yüzeylerin parlaklığı 60° ölçüm açısı ile ölçülmelidir.<sup>182, 183</sup> Bu çalışmada incelenen materyallerin yarı parlak sınıfında olması, ortalama bir kişinin yüzeyi gözlemleyeceği açıya daha yakın olması ve klinik açıdan daha güvenilir kabul edilmesi nedenleriyle parlaklık ölçümlerinde 60° açılı glosmetre cihazı kullanıldı.<sup>127</sup>

Parlaklığın glosmetre ile değerlendirilmesi, kullanımlarının kolaylığı, veri toplama hızları ve düşük maliyetleri göz önüne alındığında, dental materyallerin parlatılabilirliğini değerlendirmek için uygun ve yeterli bir yöntemdir.<sup>130</sup>

60° açıyla yapılan ölçümler, genellikle 60 GU altında “kötü”, 60-70 GU arasında “kabul edilebilir”, 70-80 GU arasında “iyi” ve 80 GU'in üzerinde “mükemmel” parlaklık olarak kabul edilir.<sup>128</sup> Bu çalışmada solüsyona atmadan hemen önce yapılan ölçümlerde GP ve IL materyalleri mükemmel ve iyi parlaklık değerleri, rezin içerikli materyaller olan BC, SB ve CS materyallerde kabul edilebilir değerleri ve cam matriks seramik materyaller olan IE ve VM ise kötü parlaklık değerleri gözlemlendi. Materyale göre en yüksek parlaklık değeri GP kontrol grubundan sonra IL materyalinde görülürken, en düşük değer VM materyalinde elde edildi. Resin içerikli materyaller içerisinde en yüksek parlaklık değeri CS materyalinden sonra sırasıyla BC ve SB materyallerinde gözlemlendi. Cam matriks seramikler içerisinde en yüksek parlaklık değeri IL materyalinde görülürken, onu sırasıyla IE ve VM materyalleri izledi.

Kırılma indisi, gelen ışığın malzemenin yüzeyine temas ettiğinde hızı ve yönünü değiştirme yeteneğinin bir ölçüsüdür. Malzeme içindeki atomların elektriksel olarak uyarılabilirliğine bağlıdır ve seramik malzemelerde karbon bazlı polimerlere göre daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmada en yüksek parlaklık değeri cam matriks seramik olan IL materyalinde solüsyona atılmadan hemen önce elde edilmiş olmasına rağmen, IE ve VM materyalleri resin içerikli seramiklerden daha düşük parlaklık değerleri gösterdi. Bu seramik yüzeylerin yansıtıcılığının kısmen bileşimlerine ve onları oluşturan atomların ilerleyen ışığı geciktirme yeteneğine bağlı olabileceği gibi manuel polisaj uygulanan yüzeylerin optimum olmaması ve yüzeyde oluşabilecek küçük

düzensizliklerle açıklanabilir.<sup>271</sup> Ek olarak rezin içerikli materyallerin çok daha yumuşak materyaller olduğu düşünülürse polisaj prosedürünün bu materyaller üzerinde daha etkili olduğu ve sonuç olarak cam matriks seramiklerden daha parlak yüzeyler elde edilmiş olabileceği düşünülebilir.

12. günde elde edilen değerlere göre mükemmel parlaklık değeri elde edilen materyal bulunmazken, GP materyali sitrik asitte, IL materyali heptanda ve SB, IE ve VM materyalleri tüm solüsyonlarda 60 GU altında kalarak kötü parlaklık değeri gösterdi. Diğer değerler kabul edilebilir ve iyi parlaklık değerleri arasında kaldı. CS materyali sitrik asit, GP ve BC materyalleri heptan içerisinde kabul edilebilir değerler bulunurken, aynı materyaller diğer solüsyonlar içerisinde iyi parlaklık sonuçları sergiledi. Bu sonuçlara göre SB diğer rezin içerikli materyallerden daha düşük GU değeri gösterdi. Bu durumun SB materyalinin kimyasal içeriği ve BIS-GMA içermemesi ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

60. günde elde edilen değerlere göre GP materyali distile su ve heptanda, BC ve CS materyali heptanda, IL materyali ise distile suda kabul edilebilir değerler içerisinde kalırken, diğer ölçümlerde kötü parlaklık değerleri elde edildi. En yüksek parlaklık değeri distile su içerisinde IL materyalinde görülürken, en düşük değer heptan içerisinde IE materyalinde tespit edildi.

Geleneksel kompozit malzemelerin seramiklere göre daha fazla parlaklık değişimi gösterdikleri ve sonuç olarak kompozitlerin seramiklere göre estetik stabilitelerinin daha düşük olduğu önceki çalışmalarda belirtilmiştir.<sup>126, 272</sup> Bu çalışmada da önceki çalışmalara benzer şekilde 60. günde en yüksek  $\Delta$ GU değerinin GP kontrol grubunun etanolde bekletilmesinde elde edilmesine rağmen beklenmedik bir şekilde ikinci en yüksek değer cam matriks seramik olan IL materyalinin heptanda bekletilmesinde tespit edildi. IL materyalinde parlaklıktaki düşüşünün heptan ile diğer cam seramik materyallerden farklı içerikte olmasına bağlı olabileceği düşünülmektedir. En düşük  $\Delta$ GU değeri ise rezin içerikli materyal olan BC materyalinin heptanda bekletilmesi sonucu elde edildi. Klinik kullanımın ilk yılını taklit edildiği zaman aralığında CS materyalinde heptanda, BC materyalinde distile su, etanol ve heptanda parlaklık artışı görüldü. Beş yıllık klinik kullanımın taklit edilmesi ile başlangıç ölçümüne göre parlaklık değerinde artış görülen tek materyal BC oldu. Distile su, sitrik asit ve etanol içerisinde materyallerin beş yıllık klinik kullanımının taklit edildiği zaman aralığındaki  $\Delta$ GU değişimi, ilk yılın

taklit edildiği zaman aralığındaki  $\Delta$ GU değişiminden yüksek bulundu. Heptan içerisinde GP, IE ve VM materyallerinin klinik kullanımın ilk yılının taklit edildiği zaman aralığındaki parlaklık değişimi, 1-5 yıllık kullanımın taklit edildiği zaman aralığına göre daha yüksek iken, BC, SB, CS ve IL materyallerinde 1-5 yıllık kullanımın taklit edildiği zaman aralığına daha yüksek tespit edildi.

Rocha ve ark.<sup>273</sup>, yapmış oldukları çalışmada gözlemcilerin parlaklıktaki farklılığı kabul edilemez olarak değerlendirmesi için 34,7 GU'lük bir varyasyon olması gerektiğini bildirmiştir. Bu değer referans alındığında, çalışmada klinik kullanımın ilk yılının taklit edildiği zaman aralığında elde edilen tüm değerlerde kabul edilebilir parlaklık değişimi görülmüştür. 5 yıllık klinik kullanım taklit edildiğinde ise GP materyalinin sitrik asit ve etanolde, IL materyalinin ise sitrik asit, etanol ve distile suda kabul edilemez parlaklık değişimi gösterdiği, diğer materyallerin kabul edilebilir sınırlarda değişim gösterdiği tespit edilmiştir. Deney sürecince kabul edilemez parlaklık değerinin elde edilmediği tek solüsyon distile su oldu.

Parlaklık, bir yüzeyden gelen aynasal (ayna benzeri) yansımanın miktarıdır. Parlaklık, belirli bir açıyla bir yüzeye doğru hareket eden gelen ışığın büyüklüğünün, yüzeyden eşit ve zıt bir açıyla uzaklaşan büyüklükle karşılaştırılmasıyla belirlenir. Bu nedenle parlaklık, malzemenin kırılma indeksinden ve yüzey pürüzlülüğünden etkilenir. Bu çalışmada da materyallerin parlaklık değerleri genel olarak yüzey pürüzlülük değerlerine benzer bir eğilim izlendi.

Yüzey mikrosertliği malzemenin temel fiziksel özelliklerinden biridir ve yüzeyine penetre olmaya çalışan cisime karşı direnci olarak tanımlanır.<sup>116</sup> Sertlik genellikle malzemenin katılığı ve mekanik özellikleri ile ilişkilidir.<sup>27, 116</sup> Dental restoratif materyaller ağız ortamında çeşitli yüklere maruz kalmaktadır. Gelen yük devamlı olduğunda, materyalde yapısal değişimler meydana gelmeye başlar. Bu değişim başlangıçta tamamen geriye dönüşümlü olan elastik deformasyon şeklinde görülürken yük devamlı olarak artmaya devam ettiğinde geri dönüşümsüz plastik deformasyon gelişerek restorasyonda daimî deformasyon meydana getirir. Plastik deformasyonun oluşmaya başladığı nokta elastik limit olarak adlandırılırken plastik gerilme devam ettiğinde, restorasyonda kırılma ve kopma meydana gelir.<sup>175, 274</sup>



Elastik limit ölçülürken, genellikle farklı materyallerin plastik deformasyon başlangıçları karşılaştırılır ve bu amaçla sertlik testleri de denilen çizme ve batırma testleri kullanılır. Restoratif materyallerin sertlik değeri ölçümünde yaygın olarak kullanılan testler Brinell, Knoop, Vickers ve Rockwell'dir.<sup>275</sup>

Çalışmada tercih edilen Vickers sertlik testi prensipte Brinell ve Knoop yöntemleri ile benzer olmasına rağmen farklı olarak test yönteminde 136 derece tepe açılı elmas kare piramit uç kullanılır. Tam yük normalde 10-15 saniye süreyle uygulanır. Yükün kaldırılmasından sonra malzeme yüzeyinde kalan girintinin iki köşegeni mikroskop kullanılarak ölçülür ve ortalaması hesaplanır. Vickers sertliği, yükün girinti kare alanına bölünmesiyle elde edilir. Vickers sertlik değeri test kuvveti ve bekleme süresiyle birlikte rapor edilmelidir.<sup>275</sup> Çalışmada Vickers sertlik testinde yeterli penetrasyon derinliği elde edilebilmesi için tüm materyallere 15 sn süreyle 1kg yük uygulanarak VH1 değerleri elde edildi.

Bu çalışmada solüsyona yerleştirilmeden hemen önce yapılan ölçümlerde en yüksek mikrosertlik değeri cam matriks seramik materyal olan IL materyalinde elde edilirken bunu VM ve IE cam matriks seramik materyalleri izledi. Cam matriks seramiklerin HV1 ve  $\Delta$ HV1 değerlerinde hem materyaller hem de solüsyonlar arasında anlamlı fark bulundu. Rezin içerikli materyaller, cam matriks seramiklerden oldukça düşük değerler göstererek, en yüksekte en aza doğru CS, SB ve BC mikrosertlik sıralamasını gösterdi. En düşük mikrosertlik değeri indirekt kompozit olan GP materyalinde elde edildi. Rezin içerikli materyallerin HV1 ve  $\Delta$ HV1 değerlerinde hem materyaller hem de solüsyonlar arasında anlamlı fark bulunmamasına rağmen materyallerin tümünde mikrosertlikte azalma görüldü. Çalışmada materyallerin başlangıç ölçüm değerleri literatürde bildirilen değerlerle genellikle uyumlu bulundu.<sup>218, 276, 277</sup>

Seramiklerdeki sertlik, cilalanabilirliği, aşınma direncini ve frezeleme kolaylığını etkileyen bir özelliktir.<sup>278</sup> Restoratif materyallerin kimyasal olarak yumuşaması fiziko-mekanik özelliklerde ve çalışma süresinde azalmaya neden olabilir.<sup>279, 280</sup> Restoratif materyaller herhangi bir mekanik kuvvete maruz kalmamasına rağmen sıvılar içinde çözünmeleri ve kimyasal reaksiyona girmeleri nedeniyle, sertliklerinde azalma görülebilir.<sup>14</sup>

Dental materyallerin yüzey mikrosertliğinin kimyasal bileşimlerinden ve ortam şartlarından etkilendiği rapor edilmiştir.<sup>120, 121, 287</sup> Bu çalışmada da benzer şekilde gıda benzeri solüsyonların, CAD/CAM restoratif materyallerin mekanik özellikleri üzerinde distile suya göre bazı olumsuz etkileri olduğu ancak istisnai durumların da olabileceği görüldü. Bu istisna, distile suda ve heptanda bekletilen IE cam matriks materyalinde 12. günde mikrosertlik artışı olarak görüldü. IE materyalindeki bu artış heptanın yüzeyi çözümlenerek daha sert seramik bileşenlerini yüzeyde açıkta bırakan kimyasal etkisi sonucu olabilir. Bu olumlu bir değişiklik gibi görünse de çalışmada materyalin aynı solüsyon içerisinde aynı ölçüm zamanında yüzey pürüzlülüğünün arttığı, malzemenin optik özelliklerinden olan renklenmede artış olduğu, materyalin parlaklığının ise azaldığı belirlendi. Diğer cam matriks seramiklerde bu durumun görülmemesi, IE materyalinin kimyasal kompozisyonu ile açıklanabilir.

Yoshida ve ark.<sup>282</sup>, heptanda bekletilen farklı seramiklerin sertlik değerlerinin suda bekletilenlerden daha yüksek olduğunu bulmuşlar ve sertliğin çözeltideki karbon atomlarının artışıyla doğru orantılı olduğunu öne sürmüşlerdir. Çalışmada ise cam matriks seramiklerin sertliği, solüsyonlar içerisinde bekletilmeleri sonrasında herhangi bir ölçümde IE materyali haricinde artış göstermezken, materyallerde görülen en az sertlik kaybı, IE materyalinde T12-T60 ve IL materyali için T0-T12 zaman aralıkları hariç, tüm cam matriks seramikler için tüm ölçümlerde karbon sayısı diğer solüsyonlara göre daha yüksek olan heptanda görüldü.

Beş yıllık klinik kullanımın taklit edilmesi ile tüm cam matriks seramikler için en fazla sertlik kaybı sitrik asit içerisinde bekletilen gruplarda görüldü. VM en fazla sertlik kaybı görülen materyal olurken onu sırasıyla IL ve IE materyalleri izlendi. Tüm cam seramikler en fazla sertlik kaybını klinik kullanımın ilk yılını taklit edildiği zaman aralığında gösterdi. Cam matriks seramik materyallerin mikrosertliğindeki bu azalma malzemenin yüzey mikrosertliğini sağlayan SiO<sub>2</sub> gibi bileşenlerin kaybı ile ilişkili olabilir. Çalışmadaki SEM görüntüleri bu ilişkiyi destekler niteliktedir.

Rezin içerikli materyallerin, cam matris seramiklere kıyasla sitrik asitten daha az etkilenmesi, polimer yapısındaki bu materyallerin asitlerden nispeten daha az etkilenmesi nedeniyle ortaya çıkmış olabilir. Asitler, cam matriks seramiklerin yapısındaki mikro çatlaklar boyunca iç bölgeye ulaşarak yapının zayıflamasına ve yüzeyde sınırlı bir bozulmaya neden olur. Farklı asitli içeceklerde bekletilmiş farklı cam matriks seramik

materyallerin elementel analizinin yapıldığı bir çalışmada silikon, potasyum ve alüminyum oranlarında önemli ölçüde azalma olduğu gösterilmiştir.<sup>283</sup> Bu çalışmanın sonuçları, cam matriks seramiklerin düşük pH'a ve oksitleyici solüsyonlara duyarlı olduğunu, bu solüsyonlarda bekletilmesiyle materyallerde çözünme ve kimyasal bozulma meydana geldiğini düşündürmektedir.

Cam matriks seramiklerin sitrik asitten sonra sertliklerindeki en fazla düşüş IL materyali hariç etanolde görülürken, IL materyalinde ise heptanda görüldü. Sitrik asite benzer şekilde etanol içerisinde VM en fazla sertlik kaybı görülen materyal olurken, onu sırasıyla IL ve IE materyalleri izlemiş ve tüm cam matriks seramik materyallerinde en fazla sertlik kaybı klinik kullanımın ilk yılının taklit edildiği zaman aralığında meydana geldi.

Çalışmada sertliği değerlendirilen rezin içerikli materyallerin sertlik ve sertlik değişim değerleri arasında anlamlı farklılık görülmemesine rağmen, tüm materyallerde ve tüm solüsyonlarda her bir ölçüm zamanında sertlikte azalma görüldü. Bu çalışmaya benzer şekilde birçok çalışmada gıda benzeri sıvılarda bekletildikten sonra rezin içerikli materyallerin yüzey mikrosertliğinde azalma olduğu bildirilmiştir.<sup>14, 218, 284</sup>

Rezin içerikli materyallerdeki bu mikrosertlik düşüşü, kompozit benzeri materyaller olmaları nedeniyle polimerik matriksin farklı sıvıların emilimine duyarlılığı ile ilgili olabilir. Dental kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin sıvı emilimi ile azalması üç faktörden kaynaklanıyor olabilir; birinci faktör, sıvının bir kısmının, gözle görülür hacim değişiklikleri olmaksızın mikro boşluklara ve polimer zincirleri arasındaki serbest alana yerleşirken bir kısmının ise polimer zincirleri ayırarak hacmin artmasına (şişmeye) neden olmasıdır.<sup>285</sup> Aynı zamanda suyun, dolgu maddesi/matriks arayüzlerinde bir miktar hidrolize neden olması veya polimer matriksinin çatlamasına neden olması da mümkündür, bu da mekanik özelliklerin azalmasına katkıda bulunur. İkinci faktör, değerlendirilen tüm kompozitlerin düzensiz dağıtılmış Si-O-Si bağlarına sahip silika veya silikat cam dolgu maddeleri içermesidir. Kompozitler suya daldırıldığında, rezin matriks şişer ve dolgu maddesi arayüzlerinde radyal çekme gerilimleri oluşur, dolgu maddelerindeki Si-O-Si bağları gerilir ve dolgu maddesini stres korozyonuna karşı daha duyarlı hale getirir, sonrasında dolgu maddesindeki bağların tam veya kısmi çözünmesi ile sonuçlanır.<sup>216</sup> Son faktör, polimerizasyon sırasında matriks büzülmesinin sonucu olarak dolgu parçacıkları çevresinde de mevcut olan halka gerilimlerinden

kaynaklanmaktadır.<sup>286</sup> Bu halka gerilimleri, dolgu maddesi ile rezin matrisi arasındaki sürtünme kuvvetlerini artırır, böylece bükülme testi sırasında dolgu maddesinin dışarı çıkma eğilimi azalır. Suda bekletmenin ardından rezin matrisin plastikleşmesi ve şişmesi, dolguların etrafındaki çember gerilimlerini azaltır ve bunların çekilmesini kolaylaştırır.<sup>287</sup>

Heptan, potansiyel olarak rezin matrisi zarar verebilecek, arayüzde çatlaklar oluşturabilecek ve dolayısıyla malzemeyi zayıflatabilecek organik bir çözelti olduğundan kompozit rezin malzemelerinin mekanik özelliklerini azaltır.<sup>288, 289</sup> Ayrıca inorganik dolgu maddelerinin bozulması da malzeme özelliklerinin azalmasında rol oynayabilir.<sup>224</sup>

Etanol, malzeme yüzeyinde kısmi bozulmaya neden olarak polimer matrisini yumuşatır.<sup>222</sup> Bu bozulma matris ve dolgu ara yüzeyinde bozulmaya neden olarak sertlik değerinin düşmesine neden olur.

Sitrik asit gibi ağız ortamında bulunan organik asitlerin etkileri, diş erozyonuna yol açmanın yanı sıra, kompozitlerin yüzey bozulmasına da neden olabilir, kompozitlerin Bis-GMA moleküllerindeki bağların kırılmasına neden olarak sertliği azaltabilir.<sup>12, 215, 290</sup>

Bu çalışmada rezin içerikli materyaller içerisinde en fazla sertlik kaybı SB materyalinde görüldü. Bu durum SB materyalinin diğer rezin matrisi seramiklere göre daha düşük doldurucu orana sahip olması ile açıklanabilir. En fazla sertlik kaybı ise klinik kullanımın ilk yılını taklit eden T0-T12 zaman aralığında meydana geldi.

Yapılan çalışmada CS materyalinin sitrik asitte bekletilmesi hariç tüm solüsyonlarda, tüm rezin içerikli materyallerde en fazla sertlik kaybı klinik kullanımın ilk yılını taklit eden T0-T12 zaman aralığında meydana geldi. Bu sonuç, çoğu malzeme değişikliğinin genellikle ilk birkaç günde meydana geldiğini ve bundan sonra malzemelerin bir dengeye ulaştığını belirten çalışmalarla tutarlıdır.<sup>213, 218, 291, 292</sup>

Vickers mikrosertlik testi, çeşitli malzemelerin sertliğini ölçmek için kullanışlı bir yöntem olmasına rağmen girinti yüzey alanı operatör tarafından çıplak gözle her iki köşegenin ortalama uzunluğuna (D) (girinti yüzey alanını hesaplamak için kullanılır) dayalı olarak belirlendiğinden, öznel bir yöntemdir.<sup>275</sup> Ayrıca Vickers mikrosertlik ölçüm yönteminin yüzeyden sadece sınırlı bir derinliğe kadar olan alanı değerlendiren bir teknik

olması çalışmamızda yapısal olarak daha stabil ve güçlü materyaller olduğu kanıtlanmış cam matris seramiklerin daha fazla mikrosertlik değişimi göstermelerini açıklayabilir.

Doğada bulunan biyokompozitler, sönümlenme etkileri nedeniyle tekrarlayan darbe yüklerine tekrar tekrar dayanabilen etkileyici derecede güçlü ve sağlam malzemelerdir.<sup>293</sup> <sup>294</sup> İnsan diş ve kemik yapıları, yüksek stres direnci, enerji dağılım özellikleri ve yüksek sönümlenme kapasitelerine sahip biyokompozitler ile temelde benzer özelliklere sahiptir.<sup>295, 296</sup> Bu yapılardaki eksikliklerin giderilmesi için bahsi geçen özelliklere sahip biyomimetik kompozitlerin üretilmesi, viskoelastik malzeme deformasyonuna ve kendi kendini iyileştirme etkilerine mümkün olduğunca erken ve etkili bir şekilde izin veren yapay yapıların bulunması ile mümkündür.<sup>297, 298</sup> Bu tür enerji dağılımı, malzemenin ömrü boyunca tekrar tekrar etkinleşebildiği için yapıları yıkıcı etkilerden en iyi şekilde koruduğu bilinmektedir.<sup>299</sup>

Günümüzde birçok klinik durumda, yüksek kırılma senaryosu riski taşıyan materyal kombinasyonları kullanılmaktadır. Klinisyenler, teknik olarak güvenilir kabul edilen bölgelerde beklenmedik materyal ufulanmaları, kırılmaları ve diğer yıkıcı etkilerle karşılaştıklarında günlük rutinlerinde bu problemlerle uğraşmak zorunda kalmaktadırlar.<sup>300-302</sup> Bu gibi problemlerin temel nedeni çevre yapılara elastik enerji aktarımına yeterince dikkat edilmemiş olmasıdır. Elastik enerji aktarımı darbe yükünü kontrol etmenin ve malzeme yapılarını korumanın en etkisiz ve fizyolojik olarak anlamsız yoludur. Bu tür olumsuz durumlarla karşılaşmamak ve sönümlenme etkisine sahip doğal yapıları, mümkün olduğunca desteklemek için restorasyon planlamalarının dikkatli bir şekilde yapılması gereklidir. Ne yazık ki, enerji dağılımı ve sönümlenme özellikleri gibi elastik olmayan malzeme özellikleri restorasyon planlaması sırasında nadiren göz önünde bulundurulması sonucunda dezavantajlı malzeme kombinasyonları ortaya çıkmaktadır. Sonuç olarak ortaya çıkan yapılar enerji dağılımı ve sönümlenme etkileri hakkında herhangi bir bilgi olmadan bilinçsiz bir şekilde oluşturulmaktadır.<sup>303</sup>

Restorasyonların hizmet süresini uzatmak ve sağkalım oranını arttırmak hedefiyle klinik kullanım için restorasyonların tasarımı sırasında, genellikle güç, direnç ve dayanıklılık ile ilişkilen metaller, zirkonya ve diğer seramikler gibi yüksek Young modülüne sahip restoratif materyalleri kullanılmaktadır. Bununla birlikte, yüksek Young modülüne sahip materyallerin genellikle eş zamanlı olarak çok düşük viskoelastik sönümlenme özellikleri (tan d verileri) gösterdiği daha önce bildirilmiştir.<sup>304</sup> Sonuç olarak,

yüksek Young modülüne sahip malzemeler, önemli bir sönümlenme etkisi göstermeden elastik enerji dağılımı yaparak enerjiyi çevre dokulara aktardıkları için çevre dokular için olumsuz etkiler gösterirler.<sup>303</sup> Malzemelerin istenmeyen kırılma senaryolarına maruz kalmasını önleyen sönümlenme etkilerinin güvenilir bir şekilde belirlenmesi, ölçülmesi ve anlaşılması çok önemli olmakla beraber sönümlenme etkilerinin belirlenmesi, kaybedilen dişlerin ve kemik yapılarının doğal sönümlenme özelliklerini değiştirmek ve telafi etmek için kullanılan CAD/CAM restoratif malzemeler gibi yapay malzemeler için de çok önemlidir. Bu durum, bilim insanlarının tasarım ve performanslarını sürekli olarak optimize edebilmeleri için gelecek vadeden yeni CAD/CAM restoratif malzemelerin sönümlenme özelliklerini karakterize etmek ve karşılaştırmak için güvenilir yöntemlere ihtiyaç duydukları araştırma ve geliştirme çalışmalarında özellikle önemlidir.

Dinamik mekanik analiz (DMA) yoluyla kayıp tanjant değerlerini ( $\tan \delta$ ) belirlemek, malzemelerin ve biyolojik yapıların zamana bağlı viskoelastik özelliklerini ve dolayısıyla sönümlenme kabiliyetlerini değerlendirmenin yaygın bir yoludur.<sup>305</sup>

Yapılan çalışmada DMA analizi kuru ortamda single-cantilever bending modunda gerçekleştirilip, veriler grafikler ile ifade edildi. Yedi malzeme için grafikte gösterilen elastisite modülü sonuçlarında sıcaklıkla birlikte kademeli bir azalma,  $\tan \delta$  sonuçlarında ise artış olduğunu görüldü. Beklenildiği gibi elastisite modülü ve  $\tan \delta$  verileri birbiri ile ters etki gösterdi. Bununla birlikte, ağız içi sıcaklık aralığında olan 27-55 °C'ta malzeme performansının daha kolay değerlendirilebilmesi için Şekil 4.28 hazırlandı.<sup>306</sup> Malzemelerin  $\tan \delta$  değerlerinin sıcaklık ile artışı, enerji dağıtım sürecinin etkinliğini göstermektedir.

GP materyali için  $\tan \delta$  değeri tüm zaman dilimlerinde ve solüsyonlarda sıcaklık ile artış gösterdi. GP, polimer yapısı sayesinde  $\tan \delta$  değeri en yüksek olan ve en geniş eğriyi gösteren materyal oldu. Bu da diğer materyallere kıyasla daha iyi enerji sönümlenme yeteneği olduğunu göstermektedir. Etanol solüsyonu içerisindeki örnek 60. gün ölçümünde kırıldığı için değerlendirilemedi (Şekil 4.21).

SB materyali için  $\tan \delta$  değeri etanol solüsyonunda 12. günde 27-55 °C'ta düşüş, 50 °C'tan sonra kademeli artış göstermiştir. Diğer solüsyon ve zaman dilimlerinde sıcaklık ile devamlı bir artış görüldü. Rezin içerikli malzemeler içerisinde en yüksek  $\tan \delta$  değerleri yani sönümlenme kapasitesi bu materyalde elde edildi.

CS materyali için tan d değeri tüm zaman dilimlerinde ve solüsyonlarda sıcaklık artışı ile paralellik gösterdi. 60. gün sonuçları içerisinde sıcaklık artışıyla etanol solüsyonu sonuçlarında diğer solüsyonlara göre daha tan d değerinde daha fazla artış izlendi.

BC materyali için tan d değeri tüm zaman dilimlerinde ve solüsyonlarda sıcaklık ile daha az artış gösterdi. Tüm solüsyon ve zaman dilimlerinde elastisite modülü değerinde azalma 55 °C'tan sonra daha belirgin oldu. Bu sonuçlar ile rezin içerikli materyaller içerisinde en az sönümlenme etkisi bu materyalde gözlemlendi. Resin içerikli malzemeler göz önünde bulundurulduğunda inorganik doldurucu içeriğinin tan d değeri ile ters orantılı olduğu sonucuna varılabilir. Sonuç olarak inorganik doldurucu içeriği en fazla olan BC materyalinin sönümlenme kapasitesi daha az bulundu.

VM materyali için tan d değeri tüm zaman dilimlerinde ve solüsyonlarda sıcaklık ile daha az artış gösterdi. Cam matriks seramikler içerisinde en yüksek tan d değeri yani sönümlenme kapasitesi bu materyalde elde edildi. IE materyali için tan d değeri T0 zaman diliminde, etanol solüsyonu içerisinde 12. ve 60. günlerde, sitrik asit ve distile su solüsyonu içerisinde 60. günde 27-55 °C sıcaklık aralığında azalma gösterirken, 55 °C'tan sonra eğrisi yükselmeye başladı. Heptan solüsyonu içerisinde 12. ve 60. günlerde 65 °C'tan sonra eğri düzleşti. Diğer zaman dilimlerinde ve solüsyonlarda sıcaklık ile bir miktar artış gösterdi.

IL materyali için tan d değeri tüm zaman dilimlerinde ve solüsyonlarda sıcaklık ile bir miktar artış izlendi. Heptan solüsyonu içerisinde 60. günde 30 °C'ta tan d değeri bir miktar düştükten sonra sıcaklığın artışı ile tan d değerinin yükseldiği görüldü. Cam seramikler içerisinde en düşük tan d değeri yani sönümlenme kapasitesi bu materyalde gözlemlendi.

Cam matriks seramikler bariz şekilde rezin içerikli materyallerden daha düşük tan d değerleri gösterdi. Tüm materyallerde solüsyon içerisinde bekletilme süreleri arttıkça ölçümlerde elastisite modülü ve tan d açısından daha düşük değerler görüldü.

Literatürde CAD/CAM restoratif malzemelerin DMA analizi ile ilgili çok az çalışma bulunmakla beraber bilginiz dahilinde gıda benzeri solüsyonlarda bekletilmeleri sonrası sönümlenme etkilerinin değerlendirildiği bir çalışma mevcut değildir.

Al-Shatti ve ark.<sup>307</sup>, 2019 yılında 1 polimer infiltre cam seramik (VITA Enamic, VE) ve 2 farklı rezin matriks seramik (Lava Ultimate, LU ve Cerasmart, CS) kullanarak CAD/CAM materyallerin elastisite modülünün boyutu veya hiyerarşik bağımlılığı açısından bir karşılaştırma yaparak VE (0,03), LU (0,05) ve CS (0,06) için makroskopik ölçekte belirlenen ilk kayıp tanjant değer verilerini bildirmişlerdir.<sup>306</sup> Bu sonuçlar, 3-point bending modunda 1,0 Hz ile 1,0 N yük uygulanan sinüzoidal dinamik test sırasında 27-55°C sıcaklık aralığında belirlenen tek tan d değeri kullanılarak sırasıyla her bir malzeme için ortalama değerlerin hesaplanmasıyla elde edilmiştir. Örnek boyutları yaklaşık olarak ( $12 \times 6 \times 1 \text{ mm}^3$ ) olarak belirlenmiş ve test edilen örneklerin kuru veya ıslak koşullarda ölçülüp ölçülmediğine dair bilgi bulunmamasına rağmen, elde edilen sonuçların anlamlı olduğu bildirilmiştir. Bahsedilen çalışmada CS materyali en yüksek tan d değerini gösterirken onu LU ve VE materyalleri takip etmiştir. Niem ve ark.<sup>308</sup>, 2022’de yayınladıkları çalışmalarında bu sonuçları doğrulamak için aynı malzemeleri aynı koşullar altında incelemişler (1,0 N, 1,0 Hz, 27,0 °C±0,5 °C sabit sıcaklıkta kuru ortam, (n=5) ve hesaplanan ortalamaların (VE (0,0334±0,0014), LU (0,0511±0,0003) ve CS (0,0637±0,0005)) Al-Shatti ve ark.<sup>307</sup>, yayınladığı sonuçlarla aynı şekilde anlamlı farklılık gösterdiğini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada yazarlar 2 farklı feldspatik seramik, 4 farklı lityum disilikat seramik, 12 farklı rezin matriks seramik, 1 polimer infiltre seramik ağ seramik, 2 farklı polimer CAD/CAM materyalini ve 1 metali 24 saat 37 °C’ta bekletildikten sonra 37.0±0,5 °C sabit sıcaklıkta su dolu bir tankın içerisinde 3-point bending modunda 1,5 Hz ile 1,0 N’luk sinüzoidal dinamik test yükü altında incelemişlerdir. Bu iki çalışmadaki değerlerin bu çalışmada bulunan değerlerin neredeyse yarısı kadar olması çalışma sıcaklık aralıklarının ve test modlarının farklılığından kaynaklanıyor olabilir. Ancak genel materyal dağılımları çalışmamızla çok benzerdir ve materyallerin sönümlenme kapasiteleri çalışmamıza benzer şekilde en yüksek polimerlerde görülürken onu sırasıyla rezin matriks seramikler, feldspatik seramikler ve lityum disilikat seramikler takip etmiştir. En az sönümlenme kapasitesi ise Ti metalinde görülmüştür. Yine bu çalışmaya benzer şekilde rezin matriks seramikler içerisinde bulunan SB, CS ve BC materyallerinin sönümlenme kapasiteleri (SB>CS>BC) sırasını göstermiş ve sönümlenme kapasitelerinin inorganik doldurucu içeriği ile ters orantılı olduğu gösterilmiştir.

2021 yılında Ilie<sup>177</sup> 1-50 Hz arasında 20 farklı frekansta ölçüm yaparak CAD/CAM restoratif malzemeler için nano skopik ölçekte DMA verileri yayınlamıştır.



Tüm ölçümlerde en yüksek tan d sonuçları CAD/CAM restoratif malzemelerde elde etmiştir. İlgili frekans aralığında yayınlanan değerlerin çoğu, bu çalışmada elde edilen tan d verilerinden bariz şekilde düşük olmasına rağmen, malzeme farklılaşmasının genel eğilimi çok benzerdi. Bu çalışmaya benzer şekilde seramikler ve özellikle lityum disilikat cam seramikler, en yüksek sönümlenme etkilerini gösteren LC, CS ve BC rezin matris seramiklerden önemli ölçüde daha düşük sönümlenme özellikleri gösterdi. İlie tarafından bildirilen belirgin şekilde daha düşük tan d değerleri, ölçüm modunun farklı olması ve ölçüm sırasında uygulanan farklı sıcaklık ve nem içeriklerinden kaynaklanmış olabilir. Ayrıca yayında belirtildiği gibi örneklere uygulanan farklı parlatma işlemi ile ilişkili olabilir: “Örnekler, parlatma işlemi sırasında örneklerin sabitlenmesi için gerekli mum ve artık polisaj patının giderilmesi amacıyla etanol ve tüy bırakmayan pamuklu bir bezle temizlendi.” Bu tür işlemler, örneğin şişme süreçleri yoluyla yüzey yapılarını belirgin bir şekilde etkilemiş ve fark edilmeden kolayca değiştirmiş olabilir.

2022 yılında Niem ve ark.<sup>303</sup>, 6 farklı polimer, 4 farklı rezin matris seramik, 1 cam seramik ve 1 metalin DMA analizini materyalleri 24 saat 37 °C’ta bekletildikten sonra 37,0±0,5 °C sabit sıcaklıkta su dolu bir tankın içerisinde 10 dakika boyunca 1,5 Hz ile 1 N’luk sinüzoidal dinamik test yükü altında 3-point bending modunda gerçekleştirmişlerdir. Materyallerin tan d değerleri bu çalışmaya oldukça benzer şekilde en yüksek polimerlerde görülürken onu sırasıyla rezin matris seramikler, feldspatik seramik ve Ti metalinin takip etti.

2021 yılında Rosentritt ve ark.<sup>176</sup>, 11 farklı rezin bazlı CAD/CAM materyalin DMA analizini 37 °C’ta 180 gün distile suda bekleterek 20-200 °C ısı aralığında 6,0 N dinamik yük altında 1,0 Hz’de gerçekleştirmişlerdir. Değerlendirmelerini 37-80 °C’ta 24 saat, 90 gün ve 180. günlerde yapmışlar ancak analizin hangi mod ile gerçekleştirildiğini belirtmemişlerdir. Elde edilen tan d değerleri oldukça düşük olmasına rağmen bu çalışma ile ortak materyallerin sönümlenme etki sıralamaları benzerdir. Yine bu çalışmaya benzer şekilde beklenmeyen değerler haricinde materyallerin distile su içerisinde bekleme süresinin artması, ölçümlerde tan d ve elastik modül değerlerinin azalması ile sonuçlanmıştır. Bu beklenmeyen değerleri ise materyal boyutları ile ilişkilendirmişlerdir. Ancak tan d değerinin geometrik faktörlerden bağımsız olduğu daha önceki çalışmalarda bildirilmiştir.<sup>305</sup>

Çalışmada kullanılan in vitro deney koşullarının ağız içi ortamı tam olarak yansıtmaması, ağız içi dinamik diş temaslarının taklit edilememesi, hijyen prosedürlerinin ilave edilmemiş olması, CAD/CAM restoratif materyallerin hepsine üretici talimatlarına uyulmadan aynı üniversal polisaj kitinin uygulanması ve literatürde gıda benzeri solüsyonlar ile yapılmış çalışmaların azlığı nedeniyle sonuçların karşılaştırılmaması bu çalışmanın sınırlamaları arasında sayılabilir.

## 6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Farklı gıda benzeri solüsyonlar ile beş yıllık klinik kullanımın taklit edilmeye çalışıldığı bu in vitro tez çalışmasının sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Çalışmada CAD/CAM restoratif materyallerin gıda benzeri solüsyonlar içerisinde bekletilmesi sonrası; kullanılan materyal ve bekletilen gıda benzeri solüsyon tipinin pürüzlülük, renk değişimi, parlaklık ve mikrosertlik değerleri üzerindeki etkisi anlamlı bulundu.

2. Çalışmanın başlangıç ölçümlerinde, Initial LiSi (lityum disilikat içerikli cam matriks seramik) ve IPS Empress CAD (lösit içerikli cam matriks seramik) materyallerinin pürüzlülük değerleri plak formasyonu için kritik sınır olan 0,2 µm değerinin üzerinde olduğu belirlendi. Beş yıllık klinik kullanımın taklit edilerek en yüksek pürüzlülük değeri Initial LiSi'nin etanolde bekletildiği durumda, en düşük pürüzlülük değeri Cerasmart 270'in (rezin nanoseramik) heptanda bekletildiği durumda tespit edilirken, en yüksek pürüzlülük değişimi Gradia Plus'ın (indirekt kompozit) etanolde bekletildiği durumda, en düşük pürüzlülük değişimi Cerasmart 270'in heptanda bekletildiği durumda tespit edildi. Çalışmada materyallerin tümünde pürüzlülük değerleri klinik olarak görünür pürüzlülük değeri olan 1 µm'ın altında, 0,12 ila 0,58 µm arasında bulundu. Polimerizasyon seviyesi daha düşük olan Gradia Plus materyali, solüsyonlardan kompozit içerikli CAD/CAM restoratif bloklara oranla daha fazla etkilendi. Sitrik asit solüsyonunun rezin içerikli materyallere oranla cam matriks seramiklerin pürüzlülüğü üzerinde daha etkili olduğu belirlendi. SEM görüntülerinde, heptan solüsyonunun IPS Empress CAD materyali üzerindeki yıkıcı etkisinin diğer cam matriks seramiklere kıyasla daha fazla olduğu tespit edildi.

3. Beş yıllık klinik kullanım taklit edilerek en yüksek renk farklılığı Gradia Plus'ın etanolde bekletildiği durumda, en düşük renk farklılığı VITA Mark II'nin (feldspatik seramik) distile suda bekletildiği durumda tespit edildi. Çalışmada spektrofotometre ile ölçülen renk değerlerine göre zamanla tüm CAD/CAM restoratif materyallerde renklemenin arttığı ve solüsyonda bekletme süresinden etkilendiği belirlendi. Klinik kullanımın ilk yılının taklit edilmesi sonrası etanolde bekletilen Gradia Plus ve Shofu Block HC (rezin matriks zirkonya seramik) materyalleri ile heptanda bekletilen Shofu Block HC materyallerinin renk değişim değerleri kabul edilebilir eşik değeri üstünde

bulundu. Beş yıllık klinik kullanımın taklit edilmesi sonrası distile suda bekletilen Gradia Plus, sitrik asitte bekletilen Gradia Plus, Cerasmart 270 ve IPS Empress CAD materyalleri ve heptan bekletilen Shofu Block HC materyalinin renk değişim değerleri kabul edilebilir eşik değeri üstünde olduğu belirlendi.

4. Dijital fotoğraf makinesi ile renk analizi sonuçlarına göre, beş yıllık klinik kullanım taklit edilerek en yüksek renk farklılığı Shofu Block HC'nin distile suda bekletildiği durumda, en düşük renk farklılığı Cerasmart 270'in heptanda bekletildiği durumda tespit edildi. Beş yıllık klinik kullanım taklit edilerek dijital fotoğraf makinesi ile ölçülen renk değerlerinin tümünde materyaller kabul edilebilir eşik değeri üstünde bulundu.

5. Solüsyonlarda bekletilen tüm materyallerde spektrofotometre ile renk analizi sonrası renk farklılığı değeri 0,52-8,34 aralığında belirlenirken, aritmetik ortalamaları 1,88; dijital fotoğraf makinesi ile renk analizi sonrası renk farklılığı değeri 2,92-7,38 aralığında belirlenirken, aritmetik ortalamaları 4,48; dijital fotoğraf makinesi ve spektrofotometre ile renk analizi sonrası elde edilen renk farklılığı değeri arasındaki fark ise -3,09-6,79 aralığında belirlenirken, aritmetik ortalamaları 2,61 olarak tespit edildi.

6. Beş yıllık klinik kullanım taklit edilerek en yüksek parlaklık değeri Initial LiSi'nin etanolde bekletildiği durumda, en düşük parlaklık değeri VITA Mark II'in heptanda bekletildiği durumda tespit edilirken, en yüksek parlaklık değişimi Gradia Plus'ın etanolde bekletildiği, en düşük parlaklık değişimi Brilliant Crios'un (güçlendirilmiş kompozit blok) heptanda bekletildiği durumda tespit edildi. Çalışmada beş yıllık klinik kullanımın taklit edilmesi sonrası Gradia Plus materyali distile su ve heptanda, Brilliant Crios ve Cerasmart 270 heptanda, Initial LiSi ise distile suda kabul edilebilir değerler içerisinde kaldı, diğer materyal ve solüsyonlarda kötü parlaklık değerleri belirlendi. Heptan parlaklık üzerindeki en önemli etkisini klinik kullanımın ilk yılının, sitrik asit ve etanol ise 1-5 yıllık klinik kullanım taklit edildiği zaman aralığında gösterdi. Beş yıllık klinik kullanım taklit edildiğinde gözle fark edilebilir parlaklık değişiminin görülmediği tek solüsyon distile su oldu.

7. Beş yıllık klinik kullanım taklit edilerek en yüksek mikrosertlik değeri VITA Mark II'nin distile suda bekletildiği durumda, en düşük mikrosertlik değeri Gradia Plus'ın heptanda bekletildiği durumunda tespit edilirken, benzer şekilde en yüksek mikrosertlik değişimi VITA Mark II'nin sitrik asitte bekletildiği durumunda, en düşük mikrosertlik değişimi değeri Gradia Plus'ın etanolde bekletildiği durumunda tespit edildi. Çalışmada mikrosertliği değerlendirilen rezin içerikli materyallerin mikrosertlik ve mikrosertlik

değişim değerleri arasında anlamlı fark görülmemesine rağmen, tüm materyallerde ve tüm solüsyonlarda her bir ölçüm zamanında mikrosertlikte azalma tespit edildi. Beş yıllık klinik kullanım taklit edilerek tüm cam matriks seramiklerde en fazla mikrosertlik kaybı sitrik asitte bekletilen gruplarda elde edildi. VITA Mark II en fazla mikrosertlik kaybı görülen materyal olurken onu sırasıyla Initial LiSi ve IPS Empress CAD materyalleri izledi. Tüm cam seramiklerde en fazla mikrosertlik kaybı klinik kullanımın ilk yılının taklit edildiği zaman aralığında tespit edildi. Çalışmamızda, distile suda bekletilen IPS Empress CAD materyalinde klinik kullanımın ilk yılının taklit edildiği zaman aralığı hariç hiçbir materyalin mikrosertliğinde artış tespit edilmedi.

8. DMA analizi sonuçlarına göre başlangıç ölçümünde elastisite modülü en yüksek materyal Initial LiSi, sönümlenme kapasitesi en yüksek materyal Gradia Plus olarak tespit edilirken, elastisite modülü en düşük materyal Gradia Plus, sönümlenme kapasiteli en düşük materyal Initial LiSi olarak tespit edildi. Tüm materyallerde solüsyon içerisinde bekletilme süresi arttıkça elastisite modülü ve tan d değerleri azaldı ancak elastisite modülü ve sönümlenme kapasitelerine göre sıralamaları değişmedi. Tüm materyallerde sıcaklıkla birlikte elastisite modülde kademeli bir azalma, sönümlenme kapasitelerinde ise artış olduğu görüldü. Rezin içerikli malzemelerin sönümlenme kapasitelerinin inorganik doldurucu oranı ile ters orantılı olduğu belirlendi. Cam matriks seramiklerin sönümlenme kapasitelerinin, rezin içerikli materyallerden bariz şekilde daha düşük olduğu bulundu.

Diş hekimleri CAD/CAM restoratif materyallerin pürüzlülük, renk stabilitesi, parlaklık, mikrosertlik özellikleri ve sönümlenme kapasiteleri hakkında yeterli bilgiye sahip olmalı, bu özellikleri göz önünde bulundurarak endikasyona uygun materyali seçmelidir. Hastalarını bu materyallerin özellikleri hakkında ve üzerinde olumsuz etkileri olan gıda ve sıvılar hakkında bilgilendirirken, gerekli uyarı ve önerilerde bulunmalıdır.

Bu materyal ve solüsyonlar kullanılarak örneklem sayısının artırıldığı, ağız içi dinamik diş temaslarının taklit edildiği, hijyen prosedürlerinin ilave edildiği daha fazla in vitro çalışma veya klinik açıdan daha geçerli sonuçlar elde etmek için hastalar üzerinde kapsamlı klinik takipler yapılması önerilmektedir.

## KAYNAKLAR

1. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011; 56(Suppl 1): 84-96.
2. Terzioglu H, Yilmaz B, Yurdukoru B. The effect of different shades of specific luting agents and IPS empress ceramic thickness on overall color. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2009; 29(5): 499-505.
3. Cubas GB deA, Camacho GB, Demarco FF, et al. The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. *Eur J Dent.* 2011; 5(3): 245-252.
4. Yucel MT, Aykent F, Akman S, et al. Effect of surface treatment methods on the shear bond strength between resin cement and all-ceramic core materials. *J Non Cryst Solids.* 2012; 358(5): 925-930.
5. Yaman P, Qazi SR, Dennison JB, et al. Effect of adding opaque porcelain on the final color of porcelain laminates. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(2): 136-140.
6. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, et al. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow—the comparison of two systems. *Clin Oral Investig.* 2013; 17(9): 2119-2125.
7. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014; 58(4): 208-216.
8. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, et al. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009; 28(1): 44-56.
9. Rothmund L, Shehata M, Van Landuyt KL, et al. Release and protein binding of components from resin based composites in native saliva and other extraction media. *Dent Mater.* 2015; 31(5): 496-504.
10. Rekow E, Bayne S, Carvalho R, et al. What constitutes an ideal dental restorative material? *Adv Dent Res.* 2013; 25(1): 18-23.
11. Bagheri R, Burrow M, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent.* 2005; 33(5): 389-398.
12. Valinoti AC, Neves BG, Silva EMd, et al. Surface degradation of composite resins by acidic medicines and pH-cycling. *J Appl Oral Sci.* 2008; 16(4): 257-265.

13. Yap A, Wattanapayungkul P, Chung S. Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Oper Dent.* 2003; 28(6): 723-727.
14. Sagsoz O, Polat Sagsoz N. Chemical degradation of dental CAD/CAM materials. *Biomed Mater Eng.* 2019; 30(4): 419-426.
15. Babaier RS, Haider J, Alshabib A, et al. Mechanical behaviour of prosthodontic CAD/CAM polymer composites aged in three food-simulating liquids. *Dent Mater.* 2022; 38(9): 1492-1506.
16. Chauhan R. Good short-term survival rates for posterior resin composite restorations. *Evid Based Dent.* 2015; 16(4): 114-115.
17. Larson TD. Amalgam restorations: To bond or not. *Northwest Dent.* 2015; 94(5): 35-38.
18. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent.* 1997; 22(4): 173-185.
19. Watts D. Composite inlay systems: Material properties and design. *J Dent.* 1990; 18: 69-70.
20. Rosentritt M, Krifka S, Strasser T, et al. Fracture force of CAD/CAM resin composite crowns after in vitro aging. *Clin Oral Investig.* 2020; 24(7): 2395-2401.
21. Fennis W, Kuijs R, Roeters F, et al. Randomized control trial of composite cuspal restorations: five-year results. *J Dent Res.* 2014; 93(1): 36-41.
22. Collares K, Corrêa MB, Laske M, et al. A practice-based research network on the survival of ceramic inlay/onlay restorations. *Dent Mater.* 2016; 32(5): 687-694.
23. Heymann HO, Swift EJ, Ritter AV. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry.* 6<sup>th</sup> ed. St Louis, Missouri, USA: Elsevier Mosby; 2012.
24. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent.* 2001; 3(1): 45-64.
25. Yildirim Bicer AZ, Karakis D, Dogan A, et al. A comparison of wear rate of direct and indirect resin composites: A two-body wear abrasion test. *J Compos Mater.* 2015; 49(21): 2599-2607.
26. Ruse N, Sadoun M. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 2014; 93(12): 1232-1234.
27. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015; 114(4): 587-593.

28. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2010; 31(9): 702-704.
29. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*. 2014; 33(5): 705-710.
30. Tsitrou EA, Helvatjoglu-Antoniades M, van Noort R. A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. *J Dent*. 2010; 38(1): 16-22.
31. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont*. 2012; 21(1): 28-32.
32. Brilliant Crios. Accessed November 13, 2023. <https://global.coltene.com/products/restoration/cadcamsolutions/brilliant-crios/>
33. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*. 1985; 29(4): 621-644.
34. Shen C, Rawls H, Esquivel-Upshaw JF. Phillips' science of dental materials. 13<sup>th</sup> ed. St Louis, Missouri, USA: Elsevier Saunders; 2013.
35. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996; 75(1): 18-32.
36. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, et al. Tam porselen sistemleri I. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2005; 22(1): 41-48.
37. Weinstein LK, Weinstein AB. Fused porcelain-to-metal teeth. U.S. Patent No. 3,052,982. 1962.
38. Pilathadka S, Vahalová D. Contemporary All-ceramic Materials-Part 1. *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 2007; 50(2): 101-104.
39. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent*. 1997; 25(2): 91-95.
40. Sjögren G, Lantto R, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent*. 1999; 81(3): 277-284.
41. Tatal Z, Yamaner İŞ, Tuncer E. Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2015; 25: 157-166.
42. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, et al. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011; 55(2): 333-352.
43. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*. 2011; 56(Suppl 1): 97-106.



44. Andersson M, Carlsson L, Persson M, et al. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent.* 1996; 76(2): 187-193.
45. Lothar V. Cercon the all ceramic CAM system by Degussa Dental. *Quintessence.* 2001; 52(8): 811-814.
46. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence Int.* 2011; 42(2): 173-187.
47. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, et al. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009; 25(1): 121-128.
48. Mundhe K, Jain V, Pruthi G, et al. Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2015; 114(3): 358-363.
49. McLaren E, Giordano R. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent.* 2010; 31(9): 682-684.
50. Akın E. Diş hekimliğinde porselen. İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi. 3: 11-18.
51. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2002; 5(2): 97-102.
52. McLean JW, Hughs TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 1965; 119(6): 251–267.
53. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Operative dentistry.* 1991; 16(4): 149-156.
54. Barnfather K, Brunton P. Restoration of the upper dental arch using Lava™ all-ceramic crown and bridgework. *Br Dent J.* 2007; 202(12): 731-735.
55. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, et al. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015; 28(3): 227-235.
56. Sakaguchi RL, Powers JM. *Fundamentals of materials science. Craig's Restorative Dental Materials.* 14<sup>th</sup> ed. St. Louis, Missouri, USA: Elsevier; 2019.
57. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2014; 35(1): 38-43.
58. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection.* 3<sup>rd</sup> ed. Chicago, USA: Quintessence; 2002.

59. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Materials*. 2010; 3(1): 351-368.
60. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 1992; 67(6): 859-865.
61. Association AD. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. 2015. <https://www.ada.org/publications/cdt>
62. Sorensen JA, Munksgaard EC. Ceramic inlay movement during polymerization of resin luting cements. *Eur J Oral Sci*. 1995; 103(3): 186-189.
63. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007; 98(5): 389-404.
64. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc*. 2006; 137(Suppl): 14S-21S.
65. Liu PR, Essig ME. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2008; 29(8): 482, 484, 486-8 passim.
66. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 1997; 128(3): 297-307.
67. Peutzfeldt A. Indirect resin and ceramic systems. *Oper Dent*. 2001; 26(6): 153-176.
68. Dong J, Luthy H, Wohlwend A, et al. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*. 1992; 5(1): 9-16.
69. Fonzar RF, Carrabba M, Sedda M, et al. Flexural resistance of heat-pressed and CAD-CAM lithium disilicate with different translucencies. *Dent Mater*. 2017; 33(1): 63-70.
70. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016; 32(7): 908-914.
71. Ramos Nde C, Campos TM, Paz IS, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater*. 2016; 32(7): 870-878.
72. D'arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, et al. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent*. 2016; 115(3): 350-355.
73. GC Initial® LiSi Block. Accessed November 13, 2023. <https://www.gc.dental/america/products/digital/cadcam/gc-Initial-lisi-block>
74. Saint-Jean SJ. *Dental glasses and glass-ceramics. Advanced ceramics for dentistry*. Waltham, USA: Elsevier; 2014.

75. Bajraktarova E, Bajraktarova VE, Korunoska V, et al. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indication for use. *Maced J Med Sci.* 2018; 6(9): 1742-1755.
76. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2007; 51(3): 713-727.
77. Mouritz AP. Introduction to aerospace materials. Philadelphia, PA, USA: American Institute of Aeronautics & Astronautics; 2012.
78. Çelik M, Bural C, Bayrakdar G. Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *J Dent Fac Atatürk Uni.* 2014; 24(Suppl 8): 106-116.
79. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999; 20(1): 1-25.
80. Ruff O, Ebert F. Beiträge zur Keramik hochfeuerfester Stoffe. I. Die Formen des Zirkondioxyds. *Z Anorg Allg Chem.* 1929; 180(1): 19-41.
81. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, et al. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc.* 2009; 92(9): 1901-1920.
82. Schünemann FH, Galárraga-Vinueza ME, Magini R, et al. Zirconia surface modifications for implant dentistry. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2019; 98: 1294-1305.
83. Piconi C, Condo SG, Kosmač T. Alumina-and zirconia-based ceramics for load-bearing applications. *Advanced ceramics for dentistry.* Waltham, MA, USA: Elsevier; 2014.
84. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, et al. Fatigue strength of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite with different surfaces. *J Dent Res.* 2012; 91(8): 800-804.
85. Bapat RA, Joshi CP, Bapat P, et al. The use of nanoparticles as biomaterials in dentistry. *Drug Discov Today.* 2019; 24(1): 85-98.
86. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134(10): 1382-1390.
87. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013; 29(4): 419-426.
88. Elmougy A, Schiemann AM, Wood D, et al. Characterisation of machinable structural polymers in restorative dentistry. *Dent Mater.* 2018; 34(10): 1509-1517.

89. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *J Esthet Restor Dent.* 2018; 30(4): 281-286.
90. Kurtulmus-Yilmaz S, Cengiz E, Ongun S, et al. The effect of surface treatments on the mechanical and optical behaviors of CAD/CAM restorative materials. *J Prosthodont.* 2019; 28(2): 496-503.
91. Spitznagel FA, Vuck A, Gierthmühlen PC, et al. Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations. *Compend Contin Educ Dent.* 2016; 37(9): 630-637.
92. Skorulska A, Piszko P, Rybak Z, et al. Review on polymer, ceramic and composite materials for cad/cam indirect restorations in dentistry-Application, mechanical characteristics and comparison. *Materials.* 2021; 14(7): 1592.
93. Enamic V. Multichromatic and highly translucent hybrid ceramic Vita Enamic. *Int J Comput Dent.* 2018; 21(3): 239-250.
94. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent.* 2012; 33(1): 50, 52-58.
95. Marchesi G, Camurri Piloni A, Nicolini V, et al. Chairside CAD/CAM materials: current trends of clinical uses. *Biology.* 2021; 10(11): 1170.
96. Duret F, Preston J. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.* 1991; 1(2): 150-154.
97. Mormann W. Chairsidecomputer-aided direct ceramic inlays. *Quint Int.* 1989; 20(5): 329-339.
98. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand.* 1993; 51(1): 59-64.
99. Palin W, Burke FT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update.* 2005; 32(10): 566-572.
100. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011; 55(3): 559-570.
101. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *J Am Dent Assoc.* 2001; 132(9): 1301-1303.
102. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137(9): 1289-1296.

103. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann W, et al. Intraoral scanning systems-a current overview. *Int J Comput Dent.* 2015; 18(2): 101-129.
104. Ting-shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont.* 2015; 24(4): 313-321.
105. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* 2016; 60(2): 72-84.
106. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012; 28(1): 3-12.
107. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *J Dent.* 2015; 16(1): 1-9.
108. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, et al. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(2): 249-256.
109. Filser F, Lüthy H, Schärer P, et al. All ceramic dental bridges by direct ceramic machining (DCM). In 10th international symposium on ceramics in medicine (bioceramics 10). Paris, France. 1997: 433-436.
110. Noorani R. Rapid prototyping: principles and applications. Hoboken, New Jersey, USA: Wiley; 2006.
111. Keating AP, Knox J, Bibb R, et al. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod.* 2008; 35(3): 191-201.
112. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008; 204(9): 505-511.
113. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *J Int Oral Health.* 2015; 7(4): 96-104.
114. Çelik G, Tuğrul S, Üşümez A. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal.* 2013; 16(1): 74-82.
115. Shin MA, Drummond JL. Evaluation of chemical and mechanical properties of dental composites. *J Biomed Mater Res.* 1999; 48(4): 540-545.
116. Yap AU, Mah MK, Lye CP, et al. Influence of dietary simulating solvents on the hardness of provisional restorative materials. *Dent Mater.* 2004; 20(4): 370-376.

117. Yap A, Low J, Ong L. Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent.* 2000; 25(3): 170-176.
118. Krishnan VK, Yamuna V. Aging studies of a radiopaque light-cured dental composite in food-simulating liquids. *J Appl Polym Sci.* 1998; 69(6): 1153-1158.
119. Vouvoudi EC, Sideridou ID. Effect of food/oral-simulating liquids on dynamic mechanical thermal properties of dental nanohybrid light-cured resin composites. *Dent Mater.* 2013; 29(8): 842-850.
120. Food, Administration D. Bureau of Foods Guidelines for Chemistry and Technology. Washington DC, Department of Health, Education and Welfare. 1976: 11-12.
121. Yap A, Tan D, Goh B, et al. Effects of food-simulating liquids on the flexural strength of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent.* 2000; 25(3): 202-208.
122. Yesilyurt C, Yoldas O, Altintas SH, et al. Effects of food-simulating liquids on the mechanical properties of a silorane-based dental composite. *Dent Mater J.* 2009; 28(3): 362-367.
123. Badra VV, Faraoni JJ, Ramos RP, et al. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent.* 2005; 30(2): 213-219.
124. Tjan AH, Chan CA. The polishability of posterior composites. *J Prosthet Dent.* 1989; 61(2): 138-146.
125. De Jager N, Feilzer A, Davidson C. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dental Materials.* 2000; 16(6): 381-388.
126. Heintze S, Forjanic M, Ohmiti K, et al. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater.* 2010; 26(4): 306-319.
127. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, et al. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med.* 2007; 18: 155-163.
128. Ereifej N, Oweis Y, Eliades G. The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Oper Dent.* 2012; 38(1): 1-12.

129. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, et al. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent.* 2006; 31(1): 39-46.
130. Heintze S, 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): 146-165.
131. Jung M, Voit S, Klimek J. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent.* 2003; 28(1): 53-59.
132. Blanchard CR. Atomic force microscopy. *The chemical educator.* 1996; 1: 1-8.
133. Gadegaard N. Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotec Histochem.* 2006; 81(2-3): 87-97.
134. Basavanna R, Gohil C, Shivanna V. Shade selection. *Int J Dent Oral Health.* 2013; 3(1): 26.
135. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic color training in dentistry.* St Louis, Missouri, USA: Elsevier Mosby; 2004.
136. Aschheim KW. *Esthetic dentistry: a clinical approach to techniques and materials.* 3<sup>rd</sup> ed. St Louis, Missouri, USA: Elsevier Mosby; 2014.
137. Chu SJ, Devigus A, Mielezsko AJ. *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry.* 2<sup>nd</sup> ed. Berlin, Germany: Quintessenz Verlag; 2011.
138. Agrawal V, Kapoor S. Color and shade management in esthetic dentistry. *Univers Res J Dent.* 2013; 3(3): 120-127.
139. Burkinshaw S. Colour in relation to dentistry. *Fundamentals of colour science.* *Br Dent J.* 2004; 196(1): 33-41.
140. Vadher R, Parmar G, Kanodia S, et al. Basics of color in dentistry: A review. *J Dent Med Sci.* 2014; 13(9): 78-85.
141. Ko C, Tantbirojn D, Wang T, et al. Optical scattering power for characterization of mineral loss. *J Dent Res.* 2000; 79(8): 1584-1589.
142. Westland S. Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2003; 15: 5-12.
143. Sim C, Yap A, Teo J. Color perception among different dental personnel. *Oper Dent.* 2001; 26(5): 435-439.
144. Carsten DL. Successful shade matching--what does it take? *Compend Contin Educ Dent.* 2003; 24(3): 175-178, 180, 182 passim; quiz 188.

145. Gürel G. The science and art of porcelain laminate veneers. Berlin, Germany: Quintessence; 2003.
146. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* 2010; 38 Suppl 2: 2-16.
147. Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching-shade composites. *J Esthet Restor Dent.* 2004; 16(2): 117-126.
148. Yu B, Ahn J-S, Lee Y-K. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand.* 2009; 67(1): 57-64.
149. 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): 71-76.
150. Denissen H, Dozic A. Photometric assessment of tooth color using commonly available software. *Eur J Esthet Dent.* 2010; 5(2): 204-215.
151. Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur.* 2005; 30(1): 21-30.
152. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003; 23(5): 467-480.
153. Goldstein RE. *Esthetics in dentistry.* 3<sup>th</sup> ed. Hoboken, NJ, USA: Wiley-Blackwell; 2018.
154. Ragain J. A review of color science in dentistry: Colorimetry and color space. *J Dent Oral Disord Ther.* 2016; 4(1): 1-5.
155. Sikri VK. Color: Implications in dentistry. *J Conserv Dent.* 2010; 13(4) :249.
156. Ragain Jr JC. Matching the optical properties of direct esthetic dental restorative materials to those of human enamel and dentin. The Ohio State University, PhD Thesis, 1998, Columbus (Adviser: Prof. Dr. WM Johnston).
157. Ragain JC. A review of color science in dentistry: The process of color vision. *J Dent Oral Disord Ther.* 2015; 3(01): 1-4.



158. Seghi RR, Johnston WM, O'brien W. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent.* 1986; 56(1): 35-40.
159. Wee AG, Lindsey DT, Shroyer KM, et al. Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. *J Prosthet Dent.* 2007; 98(2): 101-109.
160. Luo MR, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur.* 2001; 26(5): 340-350.
161. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, et al. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2015; 27(Suppl 1): 1-9.
162. Yılmaz B, Yuzugullu B, Çınar D, et al. Effects of shade tab arrangement on the repeatability and accuracy of shade selection. *J Prosthet Dent.* 2011; 105(6): 383-386.
163. Pohlen B, Hawlina M, Šober K, et al. Tooth Shade-Matching Ability Between Groups of Students with Different Color Knowledge. *Int J Prosthodont.* 2016; 29(5): 487-492.
164. Clary JA, Ontiveros JC, Cron SG, et al. Influence of light source, polarization, education, and training on shade matching quality. *J Prosthet Dent.* 2016; 116(1): 91-97.
165. Gurrea J, Gurrea M, Bruguera A, et al. Evaluation of Dental Shade Guide Variability Using Cross-Polarized Photography. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2016; 36(5): 76-81.
166. Özat P, Tuncel İ, Eroğlu E. Repeatability and reliability of human eye in visual shade selection. *J Oral Rehabil.* 2013; 40(12): 958-964.
167. Khurana R, Tredwin C, Weisbloom M, et al. A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *Br Dent J.* 2007; 203(12): 675-680.
168. Da Silva JD, Park SE, Weber H-P, et al. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent.* 2008; 99(5): 361-368.
169. Yuan JC-C, Brewer JD, Monaco Jr EA, et al. Defining a natural tooth color space based on a 3-dimensional shade system. *J Prosthet Dent.* 2007; 98(2): 110-119.

170. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, et al. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(6): 577.
171. Ragain J. A review of color science in dentistry: shade matching in the contemporary dental practice. *J Dent Oral Disord Ther.* 2016; 4(2): 1-5.
172. Ahmad I. *Predictable Aesthetic Dental Restorations.* Oxford, UK: Blackwell; 2006.
173. Obein G, Knoblauch K, Viéot F. Difference scaling of gloss: Nonlinearity, binocularity, and constancy. *J Vis.* 2004; 4(9): 4-4.
174. Alexander-Katz R, Barrera R. Surface correlation effects on gloss. *J Polym Sci B Polym Phys.* 1998; 36(8): 1321-1334.
175. Türel V. Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *J Dent Fac Atatürk Uni.* 2015; 25: 77-82.
176. Rosentritt M, Schneider-Feyrer S, Strasser T, et al. Thermoanalytical Investigations on the Influence of Storage Time in Water of Resin-Based CAD/CAM Materials. *Biomedicines.* 2021; 9(12): 1779.
177. Ilie N. Frequency-related viscoelastic properties in high translucent CAD-CAM resin-based composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021; 118: 104427.
178. Naveh GR, Chattah NL-T, Zaslansky P, et al. Tooth–PDL–bone complex: Response to compressive loads encountered during mastication–A review. *Arch Oral Biol.* 2012; 57(12): 1575-1584.
179. Mahn E, Tortora SC, Olate B, et al. Comparison of visual analog shade matching, a digital visual method with a cross-polarized light filter, and a spectrophotometer for dental color matching. *J Prosthet Dent.* 2021; 125(3): 511-516.
180. Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, et al. Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dent Mater.* 2016; 32(1): 82-92.
181. Perez M delM, Ghinea R, Herrera LJ, et al. Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *J Dent.* 2011; 39(Suppl 3): 37-44.
182. Carrabba M, Vichi A, Vultaggio G, et al. Effect of finishing and polishing on the surface roughness and gloss of feldspathic ceramic for chairside CAD/CAM systems. *Oper Dent.* 2017; 42(2): 175-184.

183. Sugiyama T, Kameyama A, Enokuchi T, et al. Effect of professional dental prophylaxis on the surface gloss and roughness of CAD/CAM restorative materials. *J Clin Exp Dent*. 2017; 9(6): 772-778.
184. Paphangkorakit J, Kanpittaya K, Pawanja N, et al. Effect of chewing rate on meal intake. *Eur J Oral Sci*. 2019; 127(1): 40-44.
185. White AK, Venn B, Lu LW, et al. A comparison of chewing rate between overweight and normal BMI individuals. *Physiol Behav*. 2015; 145: 8-13.
186. Blatz MB, Conejo J. The current state of chairside digital dentistry and materials. *Dent Clin North Am*. 2019; 63(2): 175-197.
187. Kim H-J, Lim S-W, Lee M-K, et al. Which three-dimensional printing technology can replace conventional manual method of manufacturing oral appliance? A preliminary comparative study of physical and mechanical properties. *Appl Sci*. 2021; 12(1): 130.
188. Al Amri MD, Labban N, Alhijji S, et al. In vitro evaluation of translucency and color stability of CAD/CAM polymer-infiltrated ceramic materials after accelerated aging. *J Prosthodont*. 2021; 30(4): 318-328.
189. Anıl N, Bolay Ş. Effect of toothbrushing on the material loss, roughness, and color of intrinsically and extrinsically stained porcelain used in metal-ceramic restorations: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2002; 15(5): 483-487.
190. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M, et al. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(1): 93-97.
191. Vouvoudi EC, Sideridou ID. Dynamic mechanical properties of dental nanofilled light-cured resin composites: Effect of food-simulating liquids. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012; 10: 87-96.
192. Wu W, Toth E, Moffa J, et al. Materials science subsurface damage layer of in vivo worn dental composite restorations. *J Dent Res*. 1984; 63(5): 675-680.
193. Yap A, Tan S, Wee S, et al. Chemical degradation of composite restoratives. *J Oral Rehabil*. 2001; 28(11): 1015-1021.
194. Bagheri R, Tyas MJ, Burrow MF. Subsurface degradation of resin-based composites. *Dent Mater*. 2007; 23(8): 944-951.
195. Ardu S, Duc O, Krejci I, et al. Gloss retention of direct composites and corresponding CAD/CAM composite blocks. *Clin Exp Dent Res*. 2022; 8(1): 282-286.

196. Vichi A, Fonzar RF, Goracci C, et al. Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems. *Oper Dent*. 2018; 43(1): 90-100.
197. Hulterström AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontol Scand*. 1993; 51(4): 229-234.
198. Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Rezvani MB, et al. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *J Prosthet Dent*. 2017; 118(5): 658-665.
199. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, et al. Comparative color and surface parameters of current esthetic restorative CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont*. 2018; 10(1): 32-42.
200. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent*. 2000; 83(6): 664-667.
201. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, et al. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent*. 2010; 103(4): 221-227.
202. Coşkun E, Aslan YU, Özkan YK. Evaluation of two different CAD-CAM inlay-onlays in a split-mouth study: 2-year clinical follow-up. *J Esthet Restor Dent*. 2020; 32(2): 244-250.
203. Kursoglu P, Motro PFK, Kazazoglu E. Correlation of surface texture with the stainability of ceramics. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(2): 306-313.
204. Aldosari LI, Alshadidi AA, Porwal A, et al. Surface roughness and color measurements of glazed or polished hybrid, feldspathic, and Zirconia CAD/CAM restorative materials after hot and cold coffee immersion. *BMC Oral Health*. 2021; 21(1): 1-13.
205. Alghazali N, Hakami AA, AlAjlan GA, et al. Influence of the arabic-coffee on the overall color of glazed or polished porcelain veneers—study. *Open Dent J*. 2019; 13(1): 364-370.
206. Yilmaz K, Ozkan P. The methods for the generation of smoothness in dental ceramics. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2010; 31(1): 30-32.

207. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, et al. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* 2015; 113(6): 534-540.
208. Jain V, Platt JA, Moore K, et al. Color stability, gloss, and surface roughness of indirect composite resins. *J Oral Sci.* 2013; 55(1): 9-15.
209. Mubarak R. Influence of Food Simulating Fluids and Thermocycling on Surface Roughness and Wear Resistance of Dental Composite Restoratives. *Egypt Dent J.* 2022; 68(4): 3989-3998.
210. Voltarelli FR, Santos-Daroz CBd, Alves MC, et al. Effect of chemical degradation followed by toothbrushing on the surface roughness of restorative composites. *J Appl Oral Sci.* 2010; 18(6): 585-590.
211. Larsen IB, Munksgaard EG. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Scand J Dent Res.* 1991; 99(3): 254-261.
212. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B, Eiam-O-Pas K, et al. Surface changes of various bulk-fill resin-based composites after exposure to different food-simulating liquid and beverages. *J Esthet Restor Dent.* 2018; 30(2): 126-135.
213. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Surface and bulk properties of dental resin-composites after solvent storage. *Dent Mater.* 2016; 32(8): 987-997.
214. Lee, Huang, Lin, et al. Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths. *J Oral Rehabil.* 1998; 25(8): 575-588.
215. Asmussen E. Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Scand J Dent Res.* 1984; 92(3): 257-261.
216. Soderholm K-J. Leaking of fillers in dental composites. *J Dent Res.* 1983; 62(2): 126-130.
217. Lee S-Y, Greener E, Mueller H. Effect of food and oral simulating fluids on structure of adhesive composite systems. *J Dent.* 1995; 23(1): 27-35.
218. Alamoush RA, Sung R, Satterthwaite JD, et al. The effect of different storage media on the monomer elution and hardness of CAD/CAM composite blocks. *Dent Mater.* 2021; 37(7): 1202-1213.
219. Al Badr RM, Hassan HA. Effect of immersion in different media on the mechanical properties of dental composite resins. *Int J Appl Dent Sci.* 2017; 3(1): 81-88.

220. Münchow EA, Ferreira ACA, Machado RM, et al. Effect of acidic solutions on the surface degradation of a micro-hybrid composite resin. *Braz Dent J.* 2014; 25(4): 321-326.
221. Sevimay M, Yücel MT, Tak Ö. Influence of food simulating solutions on the hardness of composite resins. *J Compos Mater.* 2008; 42(1): 69-75.
222. McKinney J, Wu W. Chemical softening and wear of dental composites. *J Dent Res.* 1985; 64(11): 1326-1331.
223. Sideridou ID, Karabela MM. Sorption of water, ethanol or ethanol/water solutions by light-cured dental dimethacrylate resins. *Dent Mater.* 2011; 27(10): 1003-1010.
224. Akova T, Ozkomur A, Uysal H. Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials. *Dent Mater.* 2006; 22(12): 1130-1134.
225. Russell M, Gulfranz M, Moss B. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. *J Oral Rehabil.* 2000; 27(9): 786-792.
226. Paravina RD, Powers JM, Fay R-M. Color comparison of two shade guides. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(1): 73-78.
227. Zimmermann M, Koller C, Reymus M, et al. Clinical evaluation of indirect particle-filled composite resin CAD/CAM partial crowns after 24 months. *J Prosthodont.* 2018; 27(8): 694-699.
228. Liebermann A, Spintzyk S, Reymus M, et al. Nine prophylactic polishing pastes: impact on discoloration, gloss, and surface properties of a CAD/CAM resin composite. *Clin Oral Investig.* 2019; 23(1): 327-335.
229. Ruyter I, Nilner K, Möller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater.* 1987; 3(5): 246-251.
230. Lauvahutanon S, Shiozawa M, Takahashi H, et al. Discoloration of various CAD/CAM blocks after immersion in coffee. *Restor Dent Endod.* 2017; 42(1): 9-18.
231. Lawson NC, Burgess JO. Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *J Esthet Restor Dent.* 2016; 28(Suppl 1): 40-45.
232. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, et al. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J.* 2012; 31(3): 377-383.

233. Arocha MA, Basilio J, Llopis J, et al. Colour stainability of indirect CAD–CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *J Dent.* 2014; 42(7): 831-838.
234. Paravina RD, Swift Jr EJ. Color in dentistry: improving the odds of correct shade selection. *J Esthet Restor Dent.* 2009; 21(3): 202-208.
235. Chen H, Huang J, Dong X, et al. A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence Int.* 2012; 43(8): 649-659.
236. Paravina RD, Majkic G, Imai FH, et al. Optimization of tooth color and shade guide design. *J Prosthodont.* 2007; 16(4): 269-276.
237. Paravina RD, Pérez MM, Ghinea R. Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications. *J Esthet Restor Dent.* 2019; 31(2): 103-112.
238. De Oliveira DCRS, Ayres APA, Rocha MG, et al. Effect of different in vitro aging methods on color stability of a dental resin-based composite using CIELAB and CIEDE 2000 color-difference formulas. *J Esthet Restor Dent.* 2015; 27(5): 322-330.
239. Paravina RD, Swift Jr EJ. Color in dentistry: match me, match me not. *J Esthet Restor Dent.* 2009; 21(2): 133-139.
240. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, et al. Color difference thresholds in dental ceramics. *J Dent.* 2010; 38(Suppl 2): 57-64.
241. Paolone G, Mandurino M, De Palma F, et al. Color Stability of Polymer-Based Composite CAD/CAM Blocks: A Systematic Review. *Polymers.* 2023; 15(2): 464.
242. Kanat-Ertürk B. Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. *J Prosthodont.* 2020; 29(2): 166-172.
243. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dawson DV. Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(1): 70-75.
244. Park J-H, Lee Y-K, Lim B-S. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(6): 402-411.
245. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, et al. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent.* 2016; 115(1): 71-75.
246. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF, et al. Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. *J Prosthodont.* 2012; 21(2): 112-122.
247. Condon J, Ferracane J. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res.* 1997; 76(7): 1405-1411.

248. Van der Burgt T, Ten Bosch J, Borsboom P, et al. A new method for matching tooth colors with color standards. *J Dent Res.* 1985; 64(5): 837-841.
249. Seluk LW, LaLonde TD. Esthetics and communication with a custom shade guide. *Dent Clin North Am.* 1985; 29(4): 741-751.
250. Seghi RR, Hewlett E, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res.* 1989; 68(12): 1760-1764.
251. Horn DJ, Bulan-Brady J, Hicks ML. Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. *J Endod.* 1998; 24(12): 786-790.
252. Paul S, Peter A, Pietrobon N, et al. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res.* 2002; 81(8): 578-582.
253. Anand D, Kumar G, Anand DY, et al. Shade selection: Spectrophotometer vs. digital camera—A comparative in vitro study. *Ann Prosthodont Restor Dent.* 2016; 2(3): 73-78.
254. Tam W, Lee H. Dental shade matching using a digital camera. *J Dent.* 2012; 40(Suppl 2): 3-10.
255. Öngül D, Şermet B, Balkaya MC. Visual and instrumental evaluation of color match ability of 2 shade guides on a ceramic system. *J Prosthet Dent.* 2012; 108(1): 9-14.
256. Czigola A, Roth I, Vitai V, et al. Comparing the effectiveness of shade measurement by intraoral scanner, digital spectrophotometer, and visual shade assessment. *J Esthet Restor Dent.* 2021; 33(8): 1166-1174.
257. Jorquera GJ, Atria PJ, Galán M, et al. A comparison of ceramic crown color difference between different shade selection methods: visual, digital camera, and smartphone. *J Prosthet Dent.* 2022; 128(4): 784-792.
258. Hardan L, Bourgi R, Cuevas-Suárez CE, et al. Novel trends in dental color match using different shade selection methods: a systematic review and meta-analysis. *Materials.* 2022; 15(2): 468.
259. Van der Burgt T, Ten Bosch J, Borsboom P, et al. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent.* 1990; 63(2): 155-162.
260. Ahmad I. Digital dental photography. Part 4: choosing a camera. *Br Dent J.* 2009; 206(11): 575-581.



261. Ahmad I. Digital dental photography. Part 1: an overview. *Br Dent J.* 2009; 206(8): 403-407.
262. Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent.* 1999; 82(2): 143-149.
263. Bentley C, Leonard RH, Nelson CF, et al. Quantitation of vital bleaching by computer analysis of photographic images. *J Am Dent Assoc.* 1999; 130(6): 809-816.
264. Bengel WM. Digital photography and the assessment of therapeutic results after bleaching procedures. *J Esthet Restor Dent.* 2003; 15(Suppl 1): 21-32.
265. Sampaio CS, Atria PJ, Hirata R, et al. Variability of color matching with different digital photography techniques and a gray reference card. *J Prosthet Dent.* 2019; 121(2): 333-339.
266. Yannikakis SA, Zissis AJ, Polyzois GL, et al. Color stability of provisional resin restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(5): 533-539.
267. Silva PMBd, Acosta EJTR, Jacobina M, et al. Effect of repeated immersion solution cycles on the color stability of denture tooth acrylic resins. *J Appl Oral Sci.* 2011; 19(6): 623-627.
268. Miyajiwala JS, Kheur MG, Patankar AH, et al. Comparison of photographic and conventional methods for tooth shade selection: A clinical evaluation. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017; 17(3): 273-281.
269. Jarad F, Russell M, Moss B. The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *Br Dent J.* 2005; 199(1): 43-49.
270. Johnston W, Kao E. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* 1989; 68(5): 819-822.
271. Ardu S, Daher R, Di Bella E, et al. Influence of mechanical and chemical degradation on surface gloss of direct and CAD-CAM resin composite materials. *Am J Dent.* 2020; 33(3): 157-160.
272. Khairallah C, Hokayem A. Long-term clinical evaluation of 2 dental materials used for the preparation of esthetic inlays. *Odontostomatol Trop.* 2009; 32(127): 5-13.
273. Rocha RS, Fagundes TC, Caneppele T, et al.. Perceptibility and Acceptability of Surface Gloss Variations in Dentistry. *Oper Dent.* 2020; 45(2): 134–142.
274. Ersoy M, Emre Ö, Gökçe K. Farkli uygulama yöntemlerinin kompozit rezinlerin. *J Dent Fac Atatürk Uni.* 2007; 17(1): 28-31.

275. Ilie N, Hilton T, Heintze S, et al. Academy of dental materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dent Mater.* 2017; 33(8): 880-894.
276. Şen N, Tuncelli B, Göller G. Surface deterioration of monolithic CAD/CAM restorative materials after artificial abrasive toothbrushing. *J Adv Prosthodont.* 2018; 10(4): 271-278.
277. Fuchs F, Schmidtke J, Hahnel S, et al. The influence of different storage media on Vickers hardness and surface roughness of CAD/CAM resin composites. *J Mater Sci Mater Med.* 2023; 34(3): 13.
278. Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, et al. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 2015; 114(3): 440-446.
279. Erdemir U, Yildiz E, Eren MM, et al. Surface hardness evaluation of different composite resin materials: influence of sports and energy drinks immersion after a short-term period. *J Appl Oral Sci.* 2013; 21(2): 124-131.
280. Lee S-Y, Greener E, Mueller H, et al. Effect of food and oral simulating fluids on dentine bond and composite strength. *J Dent.* 1994; 22(6): 352-359.
281. Ardu S, Braut V, Uhac I, et al. Influence of mechanical and chemical degradation on surface gloss of resin composite materials. *Am J Dent.* 2009; 22(5): 264-268.
282. Yoshida S, Hayashi T, Fukuhara T, et al. Scratch test for evaluation of surface damage in glass. *Fracture Mechanics of Ceramics: Active Materials, Nanoscale Materials, Composites, Glass and Fundamentals.* New York, USA: Springer; 2005.
283. Kukiattrakoon B, Hengtrakool C, Kedjarune-Leggat U. Chemical durability and microhardness of dental ceramics immersed in acidic agents. *Acta Odontol Scand.* 2010; 68(1): 1-10.
284. Sayed A, Niazy M, Motawee I. Effect of Food Simulating Liquids and Thermo-cycling on flexural strength and surface hardness of a Resin Nano-Ceramic CAD/CAM Material. *Al-Azhar Dent J Girls.* 2016; 3(2): 125-133.
285. Sideridou ID, Vouvoudi EC, Keridou IV. Sorption characteristics of oral/food simulating liquids by the dental light-cured nanohybrid composite Kalore GC. *Dent Mater.* 2015; 31(9): 179-189.
286. Söderholm K-J, Zigan M, Ragan M, et al. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res.* 1984; 63(10): 1248-1254.
287. Satish G, Nainan MT. Invitro evaluation of flexural strength and flexural modulus of elasticity of different composite restoratives. *J Conserv Dent.* 2006; 9(4): 140.

288. Al-Wahab ZN. An evaluation of the effect of different solutions on the microhardness of aesthetic restoration. *Mustansiria Dent J.* 2011; 8(2): 106-114.
289. Borges AB, Pucci CR, Torres CRG, et al. Influence of chemical degradation and toothbrushing on surface of composites. *World J Dent.* 2017; 6(2): 65-70.
290. Turssi C, Hara A, Serra MC, et al. Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin-based restorative materials. *J Oral Reh.* 2002; 29(9): 864-871.
291. Van Landuyt K, Nawrot T, Geebelen B, et al. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater.* 2011; 27(8): 723-747.
292. Alshali RZ, Salim NA, Sung R, et al. Analysis of long-term monomer elution from bulk-fill and conventional resin-composites using high performance liquid chromatography. *Dent Mater.* 2015; 31(12): 1587-1598.
293. Huang W, Shishehbor M, Guarín-Zapata N, et al. A natural impact-resistant bicontinuous composite nanoparticle coating. *Nat Mater.* 2020; 19(11): 1236-1243.
294. Tadayon M, Amini S, Wang Z, et al. Biomechanical design of the mantis shrimp saddle: a biomineralized spring used for rapid raptorial strikes. *iScience.* 2018; 8: 271-282.
295. Thompson VP. The tooth: An analogue for biomimetic materials design and processing. *Dent Mater.* 2020; 36(1): 25-42.
296. Winwood K, Zioupos P, Currey J, et al. The importance of the elastic and plastic components of strain in tensile and compressive fatigue of human cortical bone in relation to orthopaedic biomechanics. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2006; 6(2): 134.
297. Zhou X, Yu D, Shao X, et al. Research and applications of viscoelastic vibration damping materials: A review. *Compos Struct.* 2016; 136: 460-480.
298. Fantner GE, Oroudjev E, Schitter G, et al. Sacrificial bonds and hidden length: unraveling molecular mesostructures in tough materials. *Biophys J.* 2006; 90(4): 1411-1418.
299. Ji B, Gao H. Mechanical properties of nanostructure of biological materials. *J Mech Phys Solids.* 2004; 52(9): 1963-1990.
300. Sailer I, Strasding M, Valente NA, et al. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2018; 29(Suppl 16): 184-198.

301. Abduo J, Sambrook RJ. Longevity of ceramic onlays: A systematic review. *J Esthet Restor Dent*. 2018; 30(3): 193-215.
302. Larsson C, Wennerberg A. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2014; 27(1): 33-43.
303. Niem T, Gonschorek S, Wöstmann B. Investigation of the Damping Capabilities of Different Resin-Based CAD/CAM Restorative Materials. *Polymers*. 2022; 14(3): 493.
304. Ashby MF. *Material Selection in Mechanical Design*. 4<sup>th</sup> ed. Burlington, MA, USA: Elsevier; 2011.
305. Menard KP, Menard N. *Dynamic mechanical analysis*. 3<sup>rd</sup> ed. Abingdon, Oxfordshire, UK: CRC press; 2020.
306. Moore RJ, Watts JT, Hood JA, et al. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod*. 1999; 21(3): 249-261.
307. Al-Shatti R, Dashti G, Philip S, et al. Size or hierarchical dependence of the elastic modulus of three ceramic-composite CAD/CAM materials. *Dent Mater*. 2019; 35(7): 953-962.
308. Niem T, Gonschorek S, Wöstmann B. Evaluation of the damping capacity of common CAD/CAM restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2022; 126: 104987.

## Ek 1. ETİK KURUL ONAY FORMU

Evrak Tarih ve Sayısı: 17.08.2022-E.244086



T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-60116787-020-244086  
Konu : Başvurumuz Hk.

Sayın Doç. Dr. Hatice Lamia Elif SAĞESEN

İlgi : 15 /08/2022 tarihli dilekçeniz. 192.168.88.58  
102422  
19.08.2022

İlgi dilekçe ile başvurmuş olduğumuz "CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Farklı İçeriklere Sahip Seramik Materyallerde Gıda Benzeri Solüsyonların Estetik, Mekanik ve Fiziksel Etkilerinin Değerlendirilmesi" konulu çalışmamız 16.08.2022 tarih ve 12 sayılı kurul toplantımızda görüşülmüş olup,

Yapılan görüşmelerden sonra; söz konusu çalışmanın yapılmasında **ETİK AÇIDAN SAKINCA OLMADIGINA**, altı ayda bir çalışma hakkında Kurulumuza bilgi verilmesine oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. Tahir TURAN  
Başkan

Belge Doğrulama Kodu : BSD8FP7U5J Pin Kodu : 83072  
Adres: Tıp Fakültesi Dekanlığı Kınıklı/Denizli  
Telefon: 0 (025) 8 Faks: 0 (258) 296 17 65  
e-Posta: ribbienk@pau.edu.tr Elektronik Ağ: http://www.pau.edu.tr  
Kep Adresi: paurektorluk@hs01.kep.tr

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/pau-obyk>

Bilgi için: Selda ERKİŞİ  
Unvanı: Bilgisayar İşletmeni

