

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A. D.

**GASTRİK SIVININ İNDİREKT LABORATUVAR
KOMPOZİTLERİNİN RENK DEĞİŞİMLERİ, YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜKLERİ VE YÜZEY SERTLİKLERİ
ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Seda CENGİZ

Samsun
Aralık-2007

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A. D.

**GASTRİK SIVININ İNDİREKT LABORATUVAR
KOMPOZİTLERİNİN RENK DEĞİŞİMLERİ, YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜKLERİ VE YÜZEY SERTLİKLERİ
ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Seda CENGİZ

Danışman: Doç. Dr. Y. Şinasi SARAÇ

Samsun
Aralık-2007

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime başladığım ilk günden itibaren tüm çalışmam süresince bana destek olan, çalışmalarım da bilgi ve deneyimlerini paylaşarak bana yol gösteren, yoğun geçen çalışma süresi boyunca heyecanıma ortak olan ve evinin kapılarını her zaman açık tutan içtenlikle saygı duyduğum doktora tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Y. Şinasi SARAÇ'a,

Doktora eğitimim boyunca her konuda desteğini her zaman yanımda hissettiğim, çalışmalarım sırasında bana bilgi ve deneyimleri ile yön veren ve çalışmalarım a verdiği emeği asla unutmayacağım Sayın Doç. Dr. Duygu SARAÇ'a,

Fakültemizde bizlere sağlamış oldukları bilimsel çalışma ortamından dolayı Dekanımız Sayın Prof. Dr. Gökhan AÇIKGÖZ ve Dekan Yardımcımız Sayın Prof. Dr. Tamer TÜRK' e,

Tez izleme komitesinde yer alan, çalışmalarım da destek ve önerileri ile bana yol gösteren Sayın Doç. Dr. Bilinç BULUCU ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat YENİSEY' e,

Hiç bir zaman yardımlarını esirgemiyen Yrd. Doç. Dr. Şafak KÜLÜNK' e ve yoğun geçen çalışma sürecinde bana destek veren bölüm arkadaşlarıma,

Tezimin laboratuvar aşamalarındaki teknik yardımlarından ve manevi desteklerinden dolayı Sayın Prof. Dr. Kuddusi CENGİZ'e,

Bugünlere gelmemde tüm maddi ve manevi desteklerini hep yanımda hissettiğim sevgili anneciğime, babacığım a ve kardeşime,

Hayatım a bir anlam katan ve hiç bir konuda yardımını esirgemeyen sevgili eşim Dt. İnanç CENGİZ' e

Sevgilerimle Sonsuz Teşekkürler...

ÖZET**GASTRİK SIVININ İNDİREKT LABORATUVAR KOMPOZİTLERİNİN RENK DEĞİŞİMLERİ, YÜZEY PÜRÜZLÜLÜKLERİ VE YÜZEY SERTLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ****Seda CENGİZ, Doktora Tezi****Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, Aralık 2007**

Bu çalışmanın amacı, gastrik sıvının farklı doldurucu oranlarına ve polimerizasyon yöntemlerine sahip dört indirekt laboratuvar kompozitinin renk değişimleri, yüzey pürüzlülükleri ve yüzey sertlikleri üzerindeki etkisini in vitro koşullarda değerlendirmektir. Bu amaçla indirekt laboratuvar kompozitlerinden disk şeklinde örneklerin elde edilmesi için 2x15 mm boyutlarında boşlukları bulunan teflon kalıp hazırlandı. Solidex, Sinfony, Tescera ve Adoro marka indirekt laboratuvar kompozitleri teflon kalıp içerisine yerleştirildi ve üretici firmaların tavsiyelerine göre hazırlanıp polimerize edildi. Her grup için 10 adet örnek hazırlandı. Polimerizasyon sonrası tüm örneklerin yüzeyleri 1500 gridlik zımpara ile düzeltildi ve kompozitlerin kendilerine ait polisaj materyalleri ile son polisajları yapıldı. Polisajları yapılan örnekler test işlemlerine kadar karanlık ortamda bekletildi.

Örneklerin renk, sertlik ve pürüzlülük ölçümleri iki aşamada yapıldı. Bunun için daire şeklindeki örnekler A ve B şeklinde iki yüzeye ayrıldı. Gastrik sıvı uygulamadan önce örneklerin A yüzeylerinde kolorimetre cihazı ile renk, profilometre ile pürüzlülük ve Vickers mikro-sertlik cihazı ile sertlik ölçümleri yapıldı. Daha sonra örnekler ortalama pH' sı 1.14 olan gastrik sıvı içinde 24 saat bekletildi. Gastrik sıvı uygulamasının ardından örneklerin B yüzeylerinde renk, sertlik ve pürüzlülük ölçümleri aynı şekilde tekrarlandı. Elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testleri ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

Çalışmanın sonucunda, gastrik sıvı dört indirekt laboratuvar kompozitinin rengini, yüzey pürüzlülüğünü ve sertliğini etkiledi. İleri GÖR hastalarında indirekt laboratuvar kompozitlerinin kullanımının uygun olmayacağı sonucuna varıldı.

ABSTRACT**TO INVESTIGATE THE EFFECT OF GASTRIC JUICE ON THE COLOR STABILITY, SURFACE ROUGHNESS AND MICROHARDNESS OF INDIRECT LABORATORY-PROCESSED COMPOSITES****Seda CENGİZ, Ph.D. Thesis****Ondokuz Mayıs University Samsun, December 2007**

The aim of this in vitro study is to determine the effect of gastric juice on the color stability, surface roughness and surface micro-hardness of four different types of indirect laboratory-processed composites which have different filler contents and polymerization types. A teflon mold which was 15 mm in diameter and 2 mm thickness was used to fabricate the specimens. For each of the composites (Solidex, Sinfony, Tescera, Adoro), ten specimens were prepared according to the manufacturer's recommendations. The standardized surfaces were obtained with grain 1500 abrasive paper after polymerization. One of the flat surfaces of specimens were polished according to their manufacturer's recommendations and stored in dry dark environment until test procedures.

The color stability, surface roughness and surface micro-hardness tests were applied to the half polished flat surface of each specimen (Surface A) by colorimeter, profilometer and Vickers micro-hardness tester respectively before subjecting the specimens to the simulated gastric juice for 24 hours. Then the same tests were applied on the other half of the polished flat surface of the specimens (Surface B). The descriptive data obtained were analyzed by one-way analysis of variance (ANOVA) and Post Hoc Tukey tests.

The result of this study indicated that the gastric juice affected the color stability, surface roughness and surface micro-hardness of indirect laboratory-processed composites. Therefore, fabricating the indirect laboratory-processed composites are not appropriate choices for severe gastroesophageal reflux disease patients.

SİMGELER ve KISALTMALAR

Bis-GMA	Bisphenol-A-glycidylmethacrylate
UDMA	Üretan dimetakrilat
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
dk	Dakika
g	Gram
ml	Mililitre
MgO	Magnezyum oksit
mm	Milimetre
°C	Santigrat derece
µm	Mikrometre
MPa	Megapaskal
UV	Ultra Viyole
VHN	Vickers sertlik değeri
Ra	Yüzey pürüzlülük değeri
Rmax	Maximum yüzey pürüzlülük değeri
FGK	Fiberle güçlendirilmiş kompozitler
Nm	Nanometre
CIE Lab	Comission Internationale de L' Eclairage
Δ	Delta
CİS	Cam iyonomer siman

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
İNGİLİZCE ÖZET.....	v
SİMGE VE KISALTMALAR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1.Sabit Protezlerde Kullanılan Materyaller.....	3
2.2.Sentetik Rezinler	3
2.2.1.Kompozit Rezinler	4
2.2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı.....	4
2.2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	6
2.3. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitler.....	9
2.3.1. İçerdikleri Fiber Tiplerine Göre FGK’ in Sınıflandırılması.....	9
2.3.2. FGK’ lerin Dişhekimliğinde Kullanım Alanları.....	10
2.3.3. FGK’ lerin Kontrendikasyonları.....	10
2.4. İndirekt Laboratuvar Kompozitleri.....	10
2.4.1. İndirekt Laboratuvar Kompozit Rezinlerin Endikasyonları.....	15
2.4.2. İndirekt Laboratuvar Kompozit Rezinlerin Avantajları	15
2.5. Gastroözefajiyal Reflü Hastalığı ve Gastrik Sıvı.....	16
2.6. Renk Değişikliği.....	18
2.7. Yüzey Pürüzlülüğü.....	20

2.8. Yüzey Sertliği.....	21
3. MATERYAL VE METOD.....	23
3.1 Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	23
3.1.1. Çalışmada kullanılan indirekt laboratuvar kompozit örneklerin hazırlanması.....	26
3.1.2. Solidex indirekt laboratuvar kompozit örneklerin hazırlanması ...	27
3.1.3. Adoro indirekt laboratuvar kompozit örneklerin hazırlanması....	28
3.1.4. Tescera indirekt laboratuvar kompozit örneklerin hazırlanması...	29
3.1.5. Sinfony indirekt laboratuvar kompozit örneklerin hazırlanması...	31
3.2. Gastrik Sıvının Hazırlanması.....	32
3.3. Örnekler Üzerinde Yapılan İşlemler.....	33
3.3.1. Renk Ölçümü.....	34
3.3.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü.....	35
3.3.3. Yüzey Sertliği Ölçümü.....	36
4. BULGULAR.....	37
4.1. Grupların Renk Değişikliği Açısından Değerlendirilmesi.....	37
4.2. Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Açısından Değerlendirmesi.....	38
4.3 Grupların Vickers Yüzey Mikro-sertliği Açısından Değerlendirmesi.....	43
5. TARTIŞMA.....	47
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	56
7. KAYNAKLAR.....	57
ÖZGEÇMİŞ.....	70

1. GİRİŞ

Gelişmiş ülkelerdeki popülasyonun yaklaşık %60'ı, yaşamlarında zaman zaman gastrointestinal sistem rahatsızlıklarından yakınmaktadır (Bartlett ve ark., 1996a). Gastroözefajial reflü (GÖR) hastalığı da, toplumda çok sayıda bireyde görülen ancak verdiği ciddi medikal ve dental zararların fark edilmediği bir gastrointestinal sistem rahatsızlığıdır. GÖR alt özefajial sfinkterin uygun olmayan gevşemesi sonucu mide içeriklerinin özefagusa geri gelmesi ile meydana gelmektedir. Genval Çalışma Grubu'nun tanımlamasına göre, GÖR komplikasyonlarına bağlı fiziksel risk altında bulunan ya da reflü semptomları nedeniyle yaşam kalitesi bozulan tüm bireyler GÖR hastası olarak kabul edilmektedir (Sontag ve ark., 2003).

Mideden özefagusa doğru reflüsü olan kişilerde gastrik içerik ağız ortamında tüm dental ve periodontal dokularla temasa geçer. Yaklaşık olarak pH' sı 1-1,5 arasında olan gastrik asidin düzenli olarak ağız ortamında bulunması, ağız içindeki pH değerinin minenin çözünürlüğü için kritik pH değeri olan 5.5' in altına kolayca inmesinde önemli bir faktördür (Scheutzel, 1996). GÖR nedeniyle doğal dişlerde oluşan erozyonun şiddeti, gözlenen GÖR' nün süresine ve regürjitasyonun sıklığına bağlıdır (Güngör ve Köprülü, 2004). Gastrik sıvının mine, dentin ve sement gibi diş dokuları üzerinde demineralizasyon etkisi olduğu yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda bildirilmiştir (Bartlett ve ark., 1996b; 2001; Jones ve ark., 2002; Moazzez ve ark., 2004).

Gastrik sıvı sadece doğal dişleri değil kompozit restorasyonları da etkilemektedir. Myklebost ve arkadaşları, gastrik sıvı simülasyonunun mikrohibrit kompozit, poliasitle modifiye kompozit, rezin modifiye cam iyonomer siman (CİS), posterior CİS ve amalgamın yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, gastrik sıvı nedeniyle bu materyallerin yüzey pürüzlülüklerinde artış meydana geldiğini bildirmişlerdir (Myklebost ve ark., 2003).

Estetik olmaları, porselene kıyasla karşıt çenede daha az aşınma meydana getirmeleri, konservatif diş kesimi gerektirmeleri, fiberle güçlendirilmiş alt yapılarla beraber kullanılabilmeleri, tamirlerinin kolay ve maliyetlerinin daha düşük olması gibi nedenlerle indirekt laboratuvar kompozitleri son yıllarda popüler hale gelmiştir (Freilich ve ark., 2001; Tunçel, 2005).

Ağız içinde konservatif restorasyonlarda kullanılan kompozit materyallerin gastrik asitten etkilenmeleri (Myklebost ve ark., 2003), genel olarak bu materyaller ile benzer yapıda olan indirekt laboratuvar kompozitlerinin de gastrik asitten etkileneceğini düşündürmektedir. Ancak kompozit restoratif materyaller gibi indirekt laboratuvar kompozitlerinin de fiziksel ve mekanik özelliklerini inceleyen çalışmalar (Cesar ve ark., 2001; Kawano ve ark., 2001; Stober ve ark., 2001; Carreiro ve ark., 2004; Lee ve ark., 2004) olmasına karşın bu materyaller üzerinde gastrik sıvının etkisini inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızın amacı gastrik sıvının farklı doldurucu oranlarına ve polimerizasyon yöntemlerine sahip dört ayrı indirekt laboratuvar kompozitinin renk stabiliteleri, yüzey pürüzlülükleri ve yüzey mikro-sertlikleri üzerindeki etkisini in vitro koşullarda incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Sabit Protezlerde Kullanılan Materyaller

Sabit protez yapımında kullanılan materyaller (Malone ve Koth, 1989);

- a. Metaller
- b. Seramikler
 - Metal Destekli Seramikler
 - Tam Seramikler
- c. Sentetik Rezinler
 - Tip I (Akrilik)
 - Tip II (Dimetakrilat)
 - Tip III (Kompozitler) olarak sınıflandırılabilir.

2.2 Sentetik Rezinler

Son yıllarda sentetik rezinlerin kullanımı protetik tedavilerin büyük bir parçası haline gelmiştir. Porselene estetik açıdan alternatif olan rezin restorasyonların, düşük maliyet, karşıt dişte abrazyon oluşturmaması, kolay üretim ve tamir gibi avantajları bulunmaktadır.

Kullanılan sentetik rezinler şu şekilde sınıflandırılabilirler;

- Tip I (Akrilik)
- Tip II (Dimetakrilat)
- Tip III (Kompozit)

Akrilik rezinler, metil metakrilat polimer tanecikleri ve monomerdan oluşan toz-likit sisteminden oluşur.

Dimetakrilat rezinlerde, metil metakrilatın yerini yüksek molekül ağırlığı olan dimetakrilat monomeri alır.

Kompozit rezinler, kompozit restoratif dolgu materyallerine benzerdirler. İçeriklerinde dimetakrilat monomerler, genellikle bisfenol A-glisidil metakrilat (bis-GMA) ya da üretan dimetakrilatlar (UDMA) ve inorganik doldurucular vardır (Malone ve Koth, 1989).

2.2.1 Kompozit Rezinler

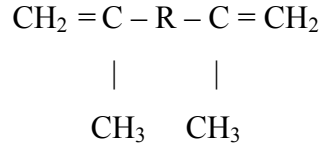
Kompozit kelimesi, terminolojik olarak materyallerin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir.

2.2.1.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı

Dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılan kompozit rezinler üç ayrı fazdan oluşur (Philipps, 1991; Dayangaç, 2000).

1. Organik polimer matriks faz
2. İnorganik faz
3. Ara faz

Organik polimer matriks faz; günümüzde kompozitlerde organik polimer matriks genellikle aromatik bisfenol A- glisidil metakrilat (bis-GMA) gibi veya iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan diakrilat oligomeri veya üretandimetakrilat (UDMA) dan oluşur. Formülasyonu şöyledir;



R metil-, hidroksil-, fenil-, karboksil-, ve amid- gibi organik gruplardan birisi olabilir. Molekülün her iki ucunda da oligomerler ortak reaktif çift bağlara sahiptir, bunlar da serbest radikallerin varlığında ilave polimerizasyona girebilir. Hem bis-GMA hem de UDMA oligomer molekülleri oldukça visközdür ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi düşük moleküler ağırlıkta dilue monomerlere viskoziteyi azaltmak için gereksinim duyulur (Dayangaç, 2000; O' Brien, 2002).

İnorganik faz; matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Bu maddeler kompozit rezinlere bazı nitelikler kazandırır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum

rezine radyoopasite sağlar. Silika partikülleri karışımın mekanik niteliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylece kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silika, kristalin ve non kristalin formlarında bulunur. Kristalin formları serttir, ancak bu, kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir.

Ara faz; kompozit rezinlerde organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında sıkı bir bağlanmaya gereksinme vardır. Bu bağlanma ara faz ile sağlanır. Ara faz, organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Modern kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlanma ajanları ile önceden kaplanmış ve silika partikülleri yüzeyinde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur. Bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil grupları ile, diğer ucu da organik matriksteki polimer ile bağlanmıştır. Silan bağlanma ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Silan bağlanma ajanları inorganik fazın özellikle silika partiküllerinde olumlu sonuçlar vermiş, bu nedenle kompozit rezinlerin büyük bir çoğunluğunda silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmıştır. Doldurucu partiküller ile organik matriks karışımının akıcılığını, monomer akıcılığı, doldurucu partikül miktarı ve partikül büyüklüğü belirler. Monomer ve doldurucu partikül arasındaki sürtünme, akıcılığı kontrol eden ana etkidir. Doldurucuların yüzey alanı arttıkça karışımın akıcılığı azalır. Doldurucuların partikül büyüklüğü, akıcılık kadar diğer özellikleri de önemli ölçüde etkiler. Partikül büyüklüğü kompozit rezinin aşındırma, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülük düzeyini belirler. Kompozit rezinlerde partikül büyüklüğü genel olarak 0.04-50 µm arasında değişir. Partikül büyüklüğü 0.01-1 µm arasında değişen küçük partiküllü rezinlerde polisaj işlemi ile iyi sonuç alınır. Partikül büyüklüğü 10 µm'den fazla ise yüzeyin pürüzlü olduğu görülür. Doldurucu partiküllerin sertliği, polimer matriksten çok daha fazladır. Bu nedenle bitirme işlemleri sırasında yüzeydeki bazı partiküller yerlerinden çıkabilir ve geriye boşluklar kalabilir. Yerlerinden çıkan partiküller çok küçük ise yüzey pürüzlülüğü artar. Ağız hijyeninin de önemli rol oynadığı pürüzlü yüzeylerde ışık

dağılımlarından kaynaklanan renk değişimleri, organik artıkların birikmesi ve plak retansiyonu kaçınılmazdır (Dayangaç, 2000).

Organik polimer matriks içerisine çeşitli oranlarda dağılmış olan inorganik doldurucu partiküllerin ağırlık veya hacim olarak yüzdesi doldurucu partiküllerin büyüklüğü ile ilgilidir. Eşit büyüklükteki partiküllerin matriks içinde dağılımı ile matrikste bir takım boşluklar oluşur. Bu nedenle farklı büyüklükteki partiküllerin matriks içinde harmanlanması gerekir (Craig, 1989; Craig ve ark., 2000; Dayangaç, 2000).

Partiküllerin büyüklüğü, şekli, miktarı rezinlerin fiziksel özelliklerini belirler. Partikül miktarı arttıkça, organik matriks oranı düşer, ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su absorpsiyonu azalır, dayanım artar. Dolayısıyla rezinin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenir. Rezinin dayanım, suda çözünürlük, polimerizasyon büzülmesi gibi bazı özellikleri organik matriks miktarı ile ilgilidir. Organik matriks iyi bir ısı yalıtkanıdır. Bu nedenle matriks oranı fazla olan rezinin ısı iletkenliği de az olmaktadır (Craig, 1989; Craig ve ark., 2000; Dayangaç, 2000).

İnorganik oksit pigmentleri küçük oranlarda kompozitlere eklenerek standart renk dağılımı sağlanır. Günümüzde 16-25 renk içerikli skala, Bioform ve Vita seramik renk skalası gibi piyasaya sunulmaktadır. Birçok üretici opak ve glaze gibi yüksek pigmente renkleri standart renklerle karıştırarak piyasaya sunmuşlardır. Polimerizasyon inhibitörleri ve stabilizerleri materyalin raf ömrünü uzatmak için ilave edilmektedir (O' Brien, 2002).

2.2.1.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler. Ancak büyük bir hız ile çeşitli aşamalardan geçerek gelişmekte olan kompozit rezinler için yerleşmiş tek bir sınıflandırmadan söz etmek olanaksızdır. Günümüzde geçerliliğini koruyan Lutz ve Philips'in sınıflandırmasında (Tablo 2.2.1.2.1) inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı esas alınmıştır (Lutz ve Phillips, 1983; Phillips, 1991; Dayangaç, 2000).

Tablo 2.2.1.2.1: İnorganik doldurucu büyüklük ve yüzdelere göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit Rezın	İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (μm)	İnorganik doldurucu partikül yüzdesi (%) (ağırlıkça)
Megafil	50-100 μm	
Makrofil	10-100 μm	%70-80
Midifil	1-10 μm	%70-80
Minifil	0.1-1 μm	%75-85
Mikrofil	0.01-0.1 μm	%35-60
Hibrit	0.04-1 μm	%75-80
Nanofil	0.005-0.01 μm	

Tüm bu kompozit rezinler doldurucu partiküllerde herhangi bir modifikasyon yapılmadığı için homojen kompozitler diye adlandırılırlar. Bazı kompozit rezinler modifiye doldurucular içerirler. Bu tür kompozitlere de heterojen kompozitler denir.

Megafil Kompozitler; doldurucu partiküller genel olarak 50-100 μm büyüklüğündedir. Okluzal temas yüzeylerine ya da çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen cam partiküller de mega doldurucu partiküller arasında değerlendirilir.

Makrofil Kompozitler; doldurucu partiküller 10-100 μm büyüklüğündedir. İnorganik doldurucuların büyük ve sert olan kuartz partiküllerinden olması organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına neden olur ki bu da yüzey pürüzlülüğü ve renklenme oluşturur.

Midifil Kompozitler; doldurucu partiküller genel olarak 1-10 μm büyüklüğündedir.

Minifil Kompozitler; doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 μm arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. İnorganik doldurucu partiküllerin küçük ve çok sayıda olması makrofil kompozite oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Burada inorganik doldurucular kuartzdan daha kırılğan, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir.

Mikrofil Kompozitler; doldurucu partiküller genel olarak 0.01-0.1µm büyüklüğündedir. İnorganik doldurucular koloidal silika partikülleridir. Doldurucu partiküller organik matriks ile hemen hemen aynı hızda aşınır. Bu nedenle bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilebilmektedir.

Nanofil Kompozitler; doldurucu partikül büyüklüğü 0.005-0.01µm arasındadır. Partiküller görülemeyecek kadar küçüktür.

Hibrit Kompozitler; farklı büyüklükteki doldurucu partikülleri içerirler. Partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçüktür. Mikropartiküllü ve makropartiküllü kompozit rezinlerin özelliklerini taşır. Fiziksel ve mekaniksel özellikleri ile makropartiküllü ve küçük partiküllü kompozitlere, yüzey düzgünlüğü ile de mikropartiküllü kompozitlere benzemektedir. Hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır. Örneğin, büyük partiküller minifil düzeyinde ise kompozit minifil hibrit adını alır. Küçük partiküller karışımın ikinci komponentidir.

Hibrit kompozitlerde koloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri harmanlanmış ve inorganik doldurucu olarak partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık olarak % 10-20' si koloidal silika olmak üzere % 75-80' e ulaşmıştır. Submikron büyüklüğündeki doldurucu partikülleri büyük partiküller arasına gelişi güzel serpiştirildiği için kompozit yüzeyi düzgündür (Dayangaç, 2000).

Kompozit rezinler içindeki inorganik doldurucuların oranı, büyüklükleri ve rezin matriks içerisindeki dağılımları ile organik matriksin yapısı kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkiler. Bu nedenle inorganik doldurucular ve organik matriks yapısındaki değişikliklerle, kompozit materyallerin özellikleri geliştirilerek hibrit ve nanodoldurucu teknolojisini temel alan kompozitler geliştirilmiştir (Dayangaç, 2000; Deliktaş, 2006).

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler (Dayangaç, 2000):

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler
- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler (Dual-cure)

Viskozitelerine göre ise (Dayangaç, 2000):

- Kondanse olabilen kompozitler
- Akışkan kompozitler olarak sınıflandırılırlar.

2.3 Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitler

Geleneksel köprü ve kron sistemlerinde özellikle posterior bölgedeki kuvvetleri karşılayabilmeleri açısından metal alt yapılı restorasyonlar tercih edilmektedir. Ancak gerek değerli gerekse değersiz metal alaşımların üzerine yapılan porselen restorasyonların yeterli estetiği sağlayamamaları, kompozit ve seramik materyaller üzerindeki çalışmayı artırmıştır. Bu çalışmalar, kompozitin çeşitli fiber liflerle güçlendirilmesi ile posterior bölgedeki kuvvetlere dayanabilecek güçlendirilmiş kompozitleri ortaya çıkarmıştır (Behr ve ark., 2000).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK), klinik bilgileri az olan, bunun yanında popülaritesi yüksek olan materyallerdir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit materyallerinin diğer kompozitlere göre daha yüksek dayanıklılığa sahip olmalarını sağlayan faktörler şunlardır (Behr ve ark., 2000):

- Fiberlerin oryantasyonu
- Fiberlerin yapısı
- Fiberlerin polimer matrikste yerleşimi
- Fiberlerin polimer matriksle bağlantısı
- Fiberlerin ve matriksin yapısı.

2.3.1 İçerdikleri Fiber Tiplerine Göre FGK' in Sınıflandırılması (Behr ve ark., 2000):

1. Karbon fiber sistemleri
2. Aramid fiber sistemleri
3. Polietilen fiber sistemleri
4. Cam fiber sistemleri.

2.3.2 FGK'lerin Dişhekimliğinde Kullanım Alanları (Freilich ve ark., 2000):

1. Polimer esaslı kaide rezininin güçlendirilmesi
2. Splint yapımı
3. Endodontik post ve kor yapımı
4. İndirekt laboratuvar kompozitleri ile beraber sabit protez yapımı.

2.3.3. FGK'lerin Kontrendikasyonları (Freilich ve ark., 1998b; 2000; Rosenstiel ve ark., 2001):

1. İyi sıvı kontrolünü sağlamada yetersizlik (kronik veya akut gingival enflamasyonu olan hastalar veya marjinlerin sulkusun içinde derin bir şekilde konumlandırılması)
2. Uzun köprüler (iki veya daha fazla sayıda pontik)
3. Parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar
4. Karşit oklüzyonda glazelenmemiş porseleni veya hareketli bölümlü protez iskeleti olan hastalar
5. Alkol alan hastalar.

2. 4 İndirekt Laboratuvar Kompozitleri

Estetik adeziv restoratif materyallerden biri olan indirekt laboratuvar kompozitlerinin ilk jenerasyonları 1980' li yıllarda üretilmiştir. Bu materyaller direkt uygulanan restorasyonlara göre tamir kolaylığı, estetik, anatomik formun desteklenmesi ve uygun interproksimal kontakt alanlarının sağlanması gibi avantajlar sunmuşlardır. Fakat bu jenerasyon restorasyonların düşük bükülme dayanıklılığı, düşük elastisite modülüsü ve abrazyona karşı düşük direnç gibi dezavantajlara sahip olduğu görülmüştür. Bu zayıf fiziksel özelliklerin nedeninin düşük doldurucu ağırlığı ve yüksek matriks ağırlığı olduğu düşünülmüştür (Kugel, 2000).

1990' ların ikinci yarısında 2. jenerasyon indirekt laboratuvar kompozitleri üretilmiştir. Bir çok firma kendi bünyesinde farklı laboratuvar kompozitlerini piyasaya sunmuştur (Kugel, 2000). 2. jenerasyon indirekt laboratuvar kompozitleri 1 µm' den

küçük çaplı seramik doldurucu partikülleri ile geliştirilmiştir. Bu partiküller silanize edilmiştir ve doldurucu olarak genelde baryum silika kullanılmıştır. % 70-80 ağırlığında, % 50-60 hacminde yüksek doldurucu miktarı içeriğine sahiptirler. Yapılan çalışmalarda kompozit rezinin dayanıklılığının doldurucu hacmi ve ağırlığı ile ilişkili olduğu belirtilmiştir. Yüksek doldurucu ağırlığı elastisite modülüsünü arttırırken polimerizasyon büzülmesini azaltmaya yardımcı olmaktadır (Ferracane ve ark.,1998).

Estetik beklentiler seramik sistemlere benzer mekanik dayanıklılığı ve aşınma direnci olan bu sistemleri klinik uygulamalarda yaygın hale getirmiştir. Bu tür sistemlerin esas amacı yeterli mekanik dayanıklılığa sahip kronların mükemmel estetik ve biyolojik özelliklerini sürdürürken oklüzal kuvvetlere dayanıklılığını sağlamaktır. Üç farklı indirekt laboratuvar kompozitinin ve bir metal-seramik restorasyonun kırılma dayanıklılığının incelendiği bir çalışmada, metal-seramik restorasyonlarda çok daha fazla kırma dayanıklılığı elde edilmiştir. Fakat indirekt laboratuvar kompozitlerindeki başarısızlığın normal oklüzal kuvvetlerin aşıldığı durumda meydana geldiği gözlenmiştir. Bu sonuç laboratuvar kompozitleriyle yapılan restorasyonlar için dikkatli hasta seçiminin çok önemli olduğunu göstermektedir (Cho ve ark., 2000).

İndirekt laboratuvar kompozit rezin restorasyonları, minimum pörözite, maksimum polimerizasyon ve mineye yakın aşınma oranı elde etmek için özel laboratuvar sistemleri ile polimerize edilmektedirler. Artmış ısı, basınç, ışık ve bunların kombinasyonlarının kullanıldığı ünitlerde polimerizasyon sonrası sonuçlar tatminkar olmasına rağmen, suyun organik polimerlerdeki olumsuz etkisi şüphe uyandırarak kompozitlerin araştırmalara konu olmasına neden olmaktadır (Douglas, 2000; Kawano ve ark., 2001).

İndirekt laboratuvar kompozit rezin ve porselen sistemleri posterior dişlerdeki geniş kaviteler için alternatif restorasyon seçenekleridir. İndirekt yöntemle laboratuvarda yapılan porselen veya kompozit rezin inleyler, minimal diş kesimi ile optimum estetik sağlarken mekanik ve biyolojik fonksiyonu iade eder. Hem porselen hem de indirekt rezinler mükemmel marjinal uyum, ideal proksimal kontaklar, yüksek aşınma direnci, azalmış polimerizasyon büzülmesi ve optimal estetik sağlamaktadırlar. 2. jenerasyon indirekt sistemler ilk jenerasyon direkt ve indirekt sistemlere göre daha yüksek yoğunlukta inorganik seramik mikrodoldurucular içermektedirler. Mikrohibrit

olarak bilinen biyomateryaller, inorganik partiküller olan doldurucular ve matriksi oluşturan organik polimerlerden oluşmaktadırlar. Doldurucu oranı organik matriksin iki katını oluşturmaktadır. Mikrohibrit kompozitler yaklaşık olarak % 66 inorganik doldurucu ve % 33 rezin matriksten oluşmaktadır. Doldurucular kompozit rezin materyalin klinik ve fizikokimyasal özellikleri için önemli bileşenleri oluşturmaktadırlar. Bu submikron partikül doldurucuları cilalı yüzey ve yüksek aşınma direnci gibi yüksek yüzey karakteristiği sağlamaktadır. Aşınmayı doldurucunun şekli, büyüklüğü, ağırlığı ve matrikse bağlantısı etkilemektedir. Çeşitli şekil, büyüklük, kompozisyon ve konsantrasyonların yeni rezin formülasyonları, materyalin mekanik karakterlerini önemli ölçüde arttırmıştır (Terry ve ark., 2005).

İndirekt laboratuvar kompozit sistemlerinde polimerizasyon ısı, ışık, basınç, vakum, nitrojen gibi değişik polimerizasyon çeşitleri ve bunların kombinasyonlarıyla yapılmaktadır. Polimerizasyon büzülmesi azaltılarak bükülme dayancı, gerilme dayancı, abrazyon direnci, kırılma direnci ve renk stabilite değerleri arttırılmıştır (Terry ve ark., 2005).

Günümüzde fiberle güçlendirilmiş alt yapıya sahip kompozit sistemleri fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerinin arttırılması ile intrakoronal restorasyonlardan kron-köprü restorasyonlarına geçiş yaparak seramik ve rezin materyallerine karşı iyi bir alternatif oluşturmaktadır (Ku ve ark., 2002; Göhring ve ark., 2005).

Günümüzde Sinfony (3M ESPE), Tescera ATL (Bisco), True Vitality (Den-Mat), Cristobal+ (Dentsply), DiamondCrown System (DL Medica Spa), Gradia Indirect (GC America), Concept HP (Ivoclar Vivadent), Estenia (Kuraray America), Sculpture-Fibrekor (Pentron), BelleGlass (Kerr), Solidex (Shofu), Ceramage (Shofu), Artglass (Heraus Kulzer), SR Adoro-Vectris (Ivoclar Vivadent) gibi bir çok indirekt laboratuvar kompoziti bulunmaktadır.

Bu materyallerden çalışmamızda kullandıklarımızın genel özellikleri şunlardır:

SR Adoro:

Isı ve ışık ile polimerize olan mikrofil dolduruculu yeni bir veneer kompozit materyaldir. % 16,9 üreandimetakrilat, %19,8 yoğun dağıtılmış silikon dioksit, % 62,9

kopolimer içermektedir. Kırılmaya karşı direnci 130 ± 10 MPa, elastisite modülüsü 7000 ± 500 MPa olarak bildirilmiştir.

Büyük doldurucu partikülleri yüksek fiziksel stabilite ve düşük polimerizasyon büzülmesi sağlar. Bununla beraber yüzeyde açığa çıkan partiküllerin çözülmesi ile yüksek aşınma ve pürüzlü bir yüzey gözlenir. Büyük doldurucular genellikle cam veya cam seramikten yapılıdır. Mikrodolduruculu kompozitler genellikle düşük aşınma, kolay parlatılabilme ve klinik olarak stabil bir yüzey bitimi sergilerler. Bununla beraber mikrodolduruculu kompozitler daha düşük fiziksel stabilite ve yüksek polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Mikrodoldurucular genel olarak pirojenik silikon dioksitten yapılıdır. Kolaylaştırılmış hazırlanma yöntemi, ağız ortamında yüzey özelliklerinde artan stabilite, yüksek aşınma direnci ve hasta memnuniyeti sistemin avantajlarını sunmaktadır (SR Adoro Scientific Documen., 2003).

SR Adoro'da büyük doldurucu partiküllerinin avantajları kopolimerlerin ve mikrodoldurucuların kombine edilmiş olmasıdır. Bir kopolimer oluşturmak için öncelikle bir mikrodolduruculu kompozit üretilir ve yaklaşık $10-30$ μm partikül boyutunda parçalanır. Oluşan kopolimer sadece ek olarak inorganik mikrodoldurucuları içeren SR Adoro'nun üretiminde kullanılır. SR Adoro'nun polimerizasyonu ile kopolimerler tamamen kompozite entegre olurlar. Sonuç olarak yüksek yoğunlukta inorganik mikrodolduruculu homojen bir kompozit elde edilir. Bu teknoloji sadece inorganik mikrodoldurucuların kullanıldığı kompozitlerden daha yüksek dayanıklılık sağlar (SR Adoro Scientific Documen., 2003).

Polimerizasyondan önce veneer kompozitin yüzeyinde bir inhibisyon tabakası oluşumunu engellemek için sistem gliserin temelli SR jeli içermektedir. Bu jel aynı zamanda yüzeyin tam polimerizasyonunu kolaylaştırır. Isı-ışık polimerizasyon cihazında istenilen program modu ayarlanarak polimerizasyonu yapılır (SR Adoro Scientific Documen., 2003).

Sinfony:

Işık ve vakumla polimerize olan veneer kompozitidir. Ultra-fine partikül içerikli hibrit kompoziti olan Sinfony' nin yapısında makro ve mikro olarak 2 tür doldurucu vardır. Makrodoldurucu olarak $0,5- 0,7$ μm çapında, % 40 ağırlık oranında stronsiyum alüminyum borosilikat ve mikrodoldurucu olarak da, makrodoldurucu partiküller

arasına yerleşen % 5 ağırlık oranında pirojenik silikadan oluşurlar. Toplam % 50 ağırlık oranında doldurucu içermesi materyale tiksotropik özellik kazandırmıştır. % 5 ağırlık oranında özel cam iyonmer ilavesi ile yüzey yapısı etkilenecek daha az plak akümülyasyonu oluşumu sağlamıştır. Bu ilave ile renk ve asit stabilitesi aynı tutulmuştur. Yeni geliştirilen Sinfony monomer sistemi Bis-GMA veya TEGDMA içermemektedir. Monomer sistemini alifatik ve sikloalifatik monomer karışımı oluşturmaktadır. Materyalin düşük viskozitesi yüksek oranda çapraz bağlantı yapmasını sağlamıştır. Monomerlerin polimerlerin merkezine doğru difüzyonunu sağlayan düşük viskozite istenilen bir özelliktir. Monomer sisteminin düşük hidrofobik özelliği vardır.

Sinfony kompozit veneerleme materyalinin ön polimerizasyonunda 3M ESPE Visio Alfa cihazı kullanılır ve ışık ile ilk polimerizasyon sağlanır. Kullanım amacı marjinal kenarlarda stres oluşarak açıklık meydana gelmesini önlemektir. 3M ESPE Visio Beta cihazı ise, Sinfony ürününün son polimerizasyonu için uygulanır. Işık ve vakum ile son polimerizasyon gerçekleştirilir (Sinfony Scientific Affairs, 2001).

Solidex:

İnorganik seramik doldurucu (UDMA) içeren hibrit bir kompozittir. Doldurucu olarak silikondioksit (pirojenik silika) ve alüminyumoksit içermektedir. İnorganik doldurucu oranı ağırlık olarak % 53' tür. Toplam doldurucu oranı ağırlığının % 78' ini, hacminin % 70' ini oluşturmaktadır. İnorganik doldurucu büyüklüğü 0,16-7 µm' dir. Sıkışma direnci 314 MPa, bükülme direnci 75 MPa, elastisite modülü 5700 MPa' dır. 400- 550 nm dalga boyunda olan ışık veren 2 halojen reflektör lamba ve 4 UV ışık tüpünden oluşan Solidite EX cihazı ile polimerizasyon yapılır (Shofu Documents).

Tescera:

Tescera indirekt laboratuvar kompoziti % 72 ağırlık oranında doldurucu içeriğine sahip mikrofil kompozittir. Tescera ATL sistemi indirekt restorasyonlar için Bisco' nun Tescera kompozitleri ile birlikte çalışılabilmesi için yapılan bir sistemdir. Çalışmada kullanılacak Tescera ATL sisteminde indirekt restorasyonların yapımında kullanılan kompozit rezin seti ve kompozit rezin materyalinin polimerizasyonu için gerekli olan basınç, ışık ve ısı birlikte bulunmaktadır.

Sistem, bir ana parça ile birlikte, ısı ve ışık kabından oluşmaktadır. Restorasyon model üzerinde tabakalama tekniği ile hazırlandıktan sonra, ışık kabında basınç ve ışık ile ilk polimerizasyonu sağlanmaktadır. Daha sonra ısı kabında; basınç, ışık ve ısı siklusu ile restorasyonun son polimerizasyonu gerçekleştirilmektedir. Basınç ve ışık siklusunda, oksijen inhibisyon tabakası bırakılarak, tabakalar arasında restorasyona basınç uygulanarak, kompozit rezinde pörözite ve defektlerin daha az meydana gelmesi sağlanır. Basınç ve ışık siklusunun ikinci kısmında basınç ve ışık ile kompozit rezin polimerize olmaktadır (Bisco Documents).

2.4.1 İndirekt laboratuvar kompozitlerinin endikasyonları (Rosentrit ve ark., 2005):

Protetik diş hekimliğinde kompozit rezinler aşağıdaki uygulamalarda kullanım alanları bulmaktadırlar:

- inley ve onley restorasyonlar,
- laminate veneerler,
- parsiyel protezlerde teleskobik kronlar,
- metal-kompozit veneerler,
- tam protezlerde suni dişlerin yerine
- implant üstü protezler,
- adeziv protezler,
- metal desteksiz kronlar,
- fiberle güçlendirilmiş alt yapıya sahip kompozit sistemlerinde üç üyeye kadar sabit protezler,
- uzun süreli kullanımı planlanan geçici protezler,
- amelogenesis imperfecta vakalarında aşırı kuvvet ve aşınmaya karşı oklüzal yüzeylerde kompozit veneer uygulanması.

2.4.2 İndirekt laboratuvar kompozitlerinin avantajları (Freilich ve ark., 2000; Tunçel A., 2005):

- Konservatif diş kesimi gerektirirler,
- Sertlikleri mineye yakındır, karşıt dişlerde aşınmaya neden olmazlar,

- Elastisite modülleri yüksektir, dolayısıyla kırılganlıkları azdır,
- İnorganik içeriğin fazla olması renk stabilitesini sağlar,
- Aşınmaya dirençlidirler, oklüzal yüz restorasyonlarında kullanılabilirler,
- Plak tutucu olmadıkları ileri sürülmektedir,
- Metal alt yapısız kullanılmak üzere tasarlanmışlardır ancak gerektiğinde metal altyapı ile birlikte de kullanılabilirler,
- Estetiklerdir,
- Uygulanmaları kolaydır,
- Ağız içinde oklüzal aşındırmalar yapıldığında kolay polisaj yapılabilir,
- Ağız içinde tamirleri mümkündür,
- Kompozit esaslı yapıştırıcılarla yüksek bağ oluşturabilmektedirler.

2.5 Gastroözefajiyal Reflü Hastalığı ve Gastrik Sıvı

Gastroözefajiyal reflü (GÖR) hastalığı, toplumda çok sayıda bireyde görülen ve ciddi medikal ve dental zararları olan bir gastrointestinal sistem rahatsızlığıdır. GÖR alt özefajiyal sfinkterin uygun olmayan gevşemesi sonucu, mide içeriklerinin özefagusu geri gelmesi ile meydana gelmektedir. GÖR komplikasyonlarına bağlı fiziksel risk altında bulunan ya da reflü semptomları nedeniyle yaşam kalitesi bozulan tüm bireyler GÖR hastası olarak kabul edilmektedir (Sontag ve ark., 2003). Mide içeriğinin özefagusu kaçması fizyolojik bir olaydır. Fizyolojik reflü yemek sonrası olur, kısa sürelidir, semptom vermez ve gece oluşmaz (Richter, 1996).

GÖR hastalığının özefagus dışı bulgularına ilişkin bilgilerin artması, GÖR hastalığının çok daha yaygın bir hastalık olabileceğini düşündürmektedir (Richter, 2000). GÖR' nün bir hastalık olarak kabul edilmesi için haftada bir veya daha sık pirozis ve/veya regürjitasyonun bulunması gerekir. Tıbbi tedavi için antiasit, prokinetik ajanlar, H₂ reseptör blokörleri ve proton pompa inhibitörleri kullanılmaktadır. Tedaviye yanıt vermeyen olgularda antireflü cerrahisi uygulanmaktadır (Ayık ve Erdinç, 2003). GÖR hastalığının şiddetli vakalarında ise Barrett özefagusu denilen gastrik-intestinal metaplazi gelişebilmektedir ki, bu durum adenokarsinom gelişme riskini normal kişilere göre 75 kat arttırmaktadır. Reflü özefajiyal hastalarda Barrett özefagusu gelişme sıklığı

ise %4-20 arasında değişmektedir (Winters ve ark., 1987; Williamson ve ark., 1991; Fass ve Ofman, 2002; Güzel ve ark., 2005). Bu yönüyle de GÖR hastalığı son yıllarda giderek artan oranda önem kazanmaktadır.

Mideden özefagusa doğru reflü yapan gastrik içerikler ağız ortamında tüm dental ve periodontal dokularla temasa geçer. Gastrik asit pH' sı yaklaşık olarak 1-1,5 arasındadır. Gastrik asidin düzenli olarak ağız ortamında bulunması minenin çözünürlüğü için kritik pH değeri olan 5.5' in altına kolayca inmesinde önemli bir faktördür. Gastrik asidin dişte erozyon meydana getirebilmesi için en azından 1-2 senelik sürede haftada birkaç kez düzenli olarak dişle temas etmesi gerektiği belirtilmektedir (Scheutzel, 1996). Bartlett ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, GÖR hastalarından endoskopi sırasında alınan gastrik sıvının mine örnekleri üzerinde asitli kola ürünlerine göre çok daha fazla eroziv potansiyele sahip olduğu bulunmuştur (Bartlett ve Coward, 2001).

Dental erozyon, halitozis ve hiposalivasyon GÖR hastalığının diş hekimliği ile ilgili atipik semptomları arasında yer almaktadır. Atipik semptomları olan hastalarda klasik semptomlar sıklıkla bulunmaz, bu nedenle GÖR hastalığı başlangıçta akla gelmeyebilir (Richter, 1996; Mungan ve ark., 1999).

GÖR nedeniyle oluşan erozyonun şiddeti, gözlenen GÖR' nün süresi ve regürjitasyonun sıklığına bağlıdır. Hastalarda senelerce süren reflü şikâyetlerinde eğer reflü çok sık veya devamlı değil ise, dental erozyon oluşumu için yeterli olmayabilir. Bunun yanında kısa bir süreden beri GÖR şikâyeti duyan bir bireyde, her gün ve günde birkaç kez reflü oluşuyorsa şiddetli dental erozyon gözlenebilir. Burada tükürüğün yapısı ve minenin bileşimi önemlidir (Güngör ve Köprülü, 2004).

Jarvinen ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, GÖR nedeniyle erozyona en fazla maruz kalan bölgenin üst dişlerin palatinal yüzeyleri olduğu bildirilmiştir (Jarvinen ve ark., 1988). Erozyona neden olan faktörlerin devam etmesiyle üst premolar ve molarların palatinal yüzeylerinin yanında oklüzal yüzeyleri de erozyona uğramaktadır. Erken dönemde dilin koruyucu etkisinden dolayı alt dişler erozyondan etkilenmemektedirler. Bunun yanında bazı şiddetli vakalarda erozyon alt dişlerin oklüzal ve bukkal yüzeylerini de etkileyebilmektedir (Bartlett, 1996b).

Bireysel özellikler erozyon lezyonlarının büyüklüğünü ve yayılmasını etkileyebilirler. Asidin diş yüzeyleri ile kontakta dişler ile temas süresi, dudak ve

yanak hareketleri, yutma alışkanlıkları ve tükürük etken faktörlerdir (Scheutzel, 1996; Linnett ve Seow, 2001).

Dişlerdeki erozyonun patolojik değişimleri, aşınmış dişin karşıt dişe doğru uzaması, diastema oluşumu, vertikal boyutun kaybına bağlı olarak aşırı örtülü kapanış ve mandibulanın otorotasyonuna neden olan over-jet azalması ve başabaş kapanışla sonuçlanmaktadır (Güzel ve ark., 2005). Yeme zorluğu, dentin hassasiyeti veya ağrı, özellikle erozyonun hızlı ve çabuk ilerlediği hastalarda yaygın bir problemdir (Harley, 1999).

Gastrointestinal bozukluklarla dental erozyonun ilişkisinin araştırıldığı bir çalışmada, gastrointestinal bozukluğu olan bireylerde sağlıklı kontrol grubuna göre diş kayıplarının istatistiksel olarak daha fazla bulunduğu gözlenmiştir. Bu kaybın sebebinin tam olarak bilinmemesinin yanında, bu durumdan erozyonun sorumlu olabileceği bildirilmiştir (Jarvinen ve ark., 1988).

Gastrik asidin mine, dentin ve sement yüzeyi üzerindeki eroziv etkisi ile ilgili in vivo ve in vitro çalışmalarda, demineralizasyonlar tespit edilmiştir (Bartlett ve ark, 1996a; 2001; Jones ve ark., 2002; Moazzez ve ark., 2004).

Reflü nedeniyle ağız ortamına gelen düşük pH' lı gastrik sıvının sadece doğal dişleri değil, restoratif materyallerin parlak yüzeylerini de etkilediği unutulmamalıdır (Oh ve ark., 2002). Myklebost ve arkadaşları, gastrik sıvı simülasyonunun mikrohibrit kompozit, poliasitle modifiye kompozit, rezin modifiye CIS, posterior CIS ve amalgamın yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, bu materyallerin yüzey pürüzlülüklerinde anlamlı bir artış meydana geldiğini bildirmişlerdir (Myklebost ve ark., 2003).

2.6 Renk Değişikliği

Diş hekimliğinde renk ölçümü görsel ve aletsel olarak iki kategoriye ayrılabilir. Yorgunluk, yaşlanma, duygular, aydınlatma şartları, gözün önceki tecrübeleri, cisim ile aydınlatmanın pozisyonu ve metamerizm gibi birçok kontrolsüz etken görsel olarak tutarsız renk ölçümüne neden olmaktadır (Van der Burgt ve ark., 1990).

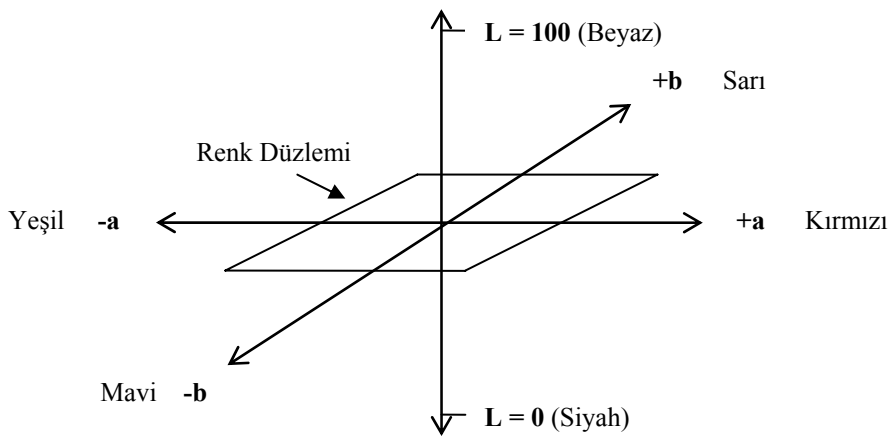
Aletsel renk analizinin görsel renk seçimine göre belirgin avantajları vardır. Aletsel renk analizi sayısal değerler verir, daha çabuk yapılabilir ve elde edilen değerler daha objektiftir. Aletsel renk analizinde spektrofotometreler ve kolorimetreler

kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde aletsel renk analizi, dental porselen, akrilik ve kompozit rezin materyalleri gibi çeşitli dental materyallerin renk farklılıklarının incelenmesi için kullanılmaktadır. Renkteki değişiklikler gözün algılama seviyesinin altına indiğinde bile aletsel renk ölçümleri tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar elde edilmesine olanak verir (Swift ve ark.,1994; Kim ve ark., 1996; Uchida ve ark., 1998).

Diş rengindeki restoratif materyallerin estetik görünümlerinin; partikül büyüklüğü ve matriks yapısı kadar, yüzey parlaklığı ve pürüzlülüğünden de etkilendiği bildirilmektedir (Bouvier ve ark., 1997; Yap ve ark., 1997; Jung, 2002) . Pürüzsüz ve parlak yüzeylerin, pürüzlü yüzeylerden daha stabil olduğu ve daha az renklendiği gösterilmiştir (Setcos ve ark.,1999; Neme ve ark., 2002). Günümüzde bitirme ve polisaj işlemleri için diş hekimlerinin kullanımına sunulmuş çok sayıda materyal ve teknik bulunmaktadır (Özgünaltay, 2003).

Renklerin bir araya geldiği ve renk değişimlerinin düzenli bir biçimde sıralandığı renk sistemleri bulunmaktadır. Bu sistemler Munsell ve CIE Lab (Comission Internationale de L'Eclairage) renk sistemleridir. Munsell renk sisteminde renk üç bileşenle tanımlanmaktadır. Bunlardan birincisi, rengin sarı-kırmızı-yeşil ve maviye göre belirlenen kalitesi (hue); ikincisi açık-koyu diye ifade edilen yoğunluğu (chroma); üçüncüsü ise, beyazlık ve grilik oranı ile belirlenen parlaklığıdır(value) (Chu, 2002).

Spektrofotometre veya kolorimetre ile ölçülen ve CIE Lab diye adlandırılan sistemde, üç temel renk esas alınmaktadır (Şekil 2.6.1).



Şekil 2.6.1. CIE L*a*b* Renk Sistemi

CIE Lab ölçeğinde, rengin L (siyah-beyaz), a (kırmızı-yeşil) ve b (sarı-mavi) özellikleri esas alınarak ortaya çıkan toplam renk farklılıkları (ΔE) hesaplanmaktadır. L koordinatı rengin açıklık değerini verir. +a eksenini rengin kırmızı yoğunluğunu, -a eksenini rengin yeşil yoğunluğunu, +b eksenini rengin sarı yoğunluğunu, -b eksenini rengin mavi yoğunluğunu temsil eder (Okubo ve ark., 1998). Kompozit rezin materyallerde Δb değeri polimerizasyonu başlatıcı sistem hakkında önemli bilgi sağlar. Ölçüm sonrası elde edilen b değerleri pozitif olmasına rağmen, Δb değerleri negatif ya da pozitif olabilir. + Δb sarı renk değerindeki artışı gösterirken, - Δb sarı renk değerindeki kaybı gösterir (O'Brien ve ark., 1997; Janda ve ark., 2004). Renk farklılığı (ΔE), üç boyutlu renk uzayındaki iki nokta arasındaki farklılığın yönü ve büyüklüğünün matematiksel olarak hesaplanmasıdır. Renk farklılıkları $\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$ formülüne göre hesaplanır (O'Brien ve ark., 1991). ΔE değerleri için 1 ve 3.3 arası değerler klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi olarak kabul edilmektedir. 3.3 ve 3.3' den daha yüksek ΔE değerleri klinik koşullar altında kabul edilmemektedir (Ruyter ve ark., 1987).

2.7 Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey yapısı, materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir (O'Brien, 2002). Dental malzemelerin yüzey yapılarının değerlendirilmesi profilometre gibi yüzey analiz cihazlarında gerçekleştirilmektedir. Bu cihazlarla bütün pürüzlülük parametreleri (R_a , R_{max} , R_p , R_y , R_z ...) belirlenebilmektedir. Cihazın çalışma prensibinde kaydedici bir uç belirli bir hızda incelenen örnek yüzeyi üzerinde belirli bir gidiş mesafesinde gezerek yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı olarak yaptığı hareketlerle elektriksel akım farklılıkları yaratarak yüzey profilini kaydetmektedir. Örneklerin ortalama pürüzlülük değerleri μm cinsinden R_a (Roughness Average) ile elde edilir. Örneklerin yüzeyinde farklı pürüzlülükte bölgeler olabileceği için her örneğin farklı bölgelerinden pürüzlülük ölçülerek elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alınarak pürüzlülük değeri hesaplanmaktadır (Saraç ve ark., 2006). Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri öncesinde ve ölçüm ara aşamalarında homojen ölçümlerin yapılabilmesi için kalibrasyon plakaları ile cihazın kalibrasyonu yapılmaktadır.

2.8 Yüzey Sertliği

Restoratif doldurucu materyallerin klinik başarısına katkıda bulunan en önemli fiziksel özelliklerden biri yüzey sertliğidir ve restoratif materyallerin mekanik özelliklerini belirler. Yüzey sertliği çizilme ve aşınmaya karşı direnci arttırdığı gibi, materyalin çeşitli kuvvetler karşısında kolayca deforme olmasını da önleyerek klinik başarıyı etkilemektedir. Materyallerin yüzey sertliği orantı limiti, uzayıp genişleyebilme, şekil verebilme özelliği, çekme ve basma dayancısı gibi özellikleriyle ilişkilidir. Bununla birlikte materyallerin aşınma direncinin, abrazyon özelliğinin ve dental yapılar veya materyaller karşısında abraze olabilme özelliğinin belirlenmesinde de kullanılmaktadır (Yap ve ark., 2001).

Polimerizasyon derinliğinin değerlendirilmesinde, farklı yöntemler kullanılmakta olup bunlar arasında mikrosertlik değerlendirmesi de yer almaktadır. Sertlik, kompozit rezin polimerizasyonu ile oldukça ilişkili olduğundan, materyalin polimerizasyon derinliğini gösterebilir. Yüksek sertlik değerleri genelde daha yaygın polimerizasyonun göstergesidir (Deliktaş, 2006).

Çok sayıda yüzey sertliği testleri mevcuttur. Bunların çoğu belli bir yük altında bir nokta veya ucun yüzeye nüfuz etmesine karşı gösterilen dirence dayanır. Dental malzemelerin sertliğinin tayininde en çok kullanılan yöntemler; Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop' dur. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği test edilecek malzemeye bağlıdır. Brinell testi materyallerin sertliğini tespit etmede en eski tekniktir. Bu testte sert bir çelik bilye belli bir yük altında malzemenin parlatılmış yüzeyine bastırılır ve bu yük yüzeydeki çöken kısmın alanına bölünür. Yani çökme ne kadar küçükse, sertlik numarası, dolayısıyla materyalin sertliği de o kadar fazladır. Brinell testi genellikle metal malzemelerin sertliğinde kullanılır. Rockwell testinde, çökme çapı ölçümü yerine, aletin üzerindeki ölçekten direkt olarak derinlik ölçülür. Kırılgan malzemeler için uygun değildir (Phillips, 1991; Zaimoğlu ve ark., 1993).

Vickers testi de Brinell testiyle aynı sertlik tespit etme prensibini kullanır. Ancak burada çelik bilye yerine elmas tabanlı bir piramit kullanılır. Bu piramidin yüzeyleri arasındaki açı 136° 'dir. Buradaki çökme dairesel olmayıp, kare şeklindedir. Uygulanan yükün çökme alanına bölünmesiyle Vickers Sertlik Numarası (VHN)

bulunur. Bu test kırılğan malzemelerin sertliğinin ölçülmesinde kullanılabilir fakat elastik malzemelerin sertliğinin ölçülmesinde uygun bir yöntem değildir (Phillips,1991; Zaimoğlu ve ark., 1993). Kompozit örneklerin yüzey sertliğinin ölçülmesinde en sık uygulanan test Vickers sertlik testidir (Kawano ve ark., 2001; Kakaboura ve ark., 2003; Carreiro ve ark., 2004).

Knoop sertlik testinde ise geometrik şekilde kesim yapan elmas bir delgi aleti kullanılır. Yüzeydeki çökme elmas veya rombik şekildedir. Burada gerçek çökme alanı yerine, en derin çökme miktarı uygulanan yüke bölünerek Knoop Sertlik Numarası elde edilir (Phillips,1991; Zaimoğlu ve ark., 1993).

3. MATERYAL VE METOD

3.1 Çalışmada Kullanılan Materyaller

Gastrik sıvının, farklı doldurucu oranlarına ve polimerizasyon yöntemlerine sahip dört indirekt laboratuvar kompozitinin rengi, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey mikro-sertliği üzerindeki etkilerinin araştırıldığı bu çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1.1’de, indirekt laboratuvar kompozitlerinin içerikleri ve polimerizasyon yöntemleri Tablo 3.1.2’ de, kullanılan cihazlar ise Tablo 3.1.3’ de gösterilmiştir.

Tablo 3.1.1. Çalışmada kullanılan materyaller

MATERYALLER	ÜRETİM No:	ÜRETİCİ FİRMA
SOLİDEX indirekt laboratuvar kompoziti	020740	Shofu, Japan
SR ADORO indirekt laboratuvar kompoziti	J23767 K05422	Ivoclar-Vivadent, Germany
TESCERA ATL indirekt laboratuvar kompoziti	0700004328 0700004920	Bisco, USA
SINFONY indirekt laboratuvar kompoziti	270630	3M ESPE, Germany
Pepsin enzimi	K36863985	Darmstadt, Germany
Sinfony Adjustment Kit	03128	3M ESPE, Germany
CompoMaster Coarse	0503910	Shofu, Germany
Diamond Stick	004610	Shofu, Germany
Universal Polishing Paste	FL- 9494	Ivoclar-Vivadent, Germany
Tescera Polishing Paste	REF T-1803	Bisco, USA
Sinfony Opal L Polishing Paste	520-0001	Heraeus Kulzer, Germany

Tablo 3.1.2. Çalışmada kullanılan indirekt laboratuvar kompozitlerinin içerikleri ve polimerizasyon yöntemleri.

Ürün (Üretici)	Doldurucu İçeriği- Büyüküğü- Ağırlıkça Oranı	Polimerizasyon Metodu	Monomer Matriks Yapısı	Sınıfı
SOLİDEX (Shofu)	Silikondioksit, alüminyum oksit, 1µm, % 53	Halojen ışık	UDMA	Hibrit
SINFONY (3M ESPE)	Silikondioksit, Stronsiyum-alüminyum -borosilikat cam, quartz, 50nm-1µm, % 50	Işık-basınç	Alifatik-sikloalifatik monomer	Ultra-fine hibrit
ADORO (Ivoclar)	Silikondioksit, 1µm, % 63	Isı-ışık	UDMA	İnhomojen mikrofil
TESCERA (Bisco)	Cam, amorf silika, (N/A), % 72	Isı-ışık-basınç	Etoksilat bisfenol-A- dimetakrilat, Bisfenol-A- diglisidilmetakrilat	Mikrofil

Tablo 3.1.3. Çalışmada kullanılan cihazlar.

CİHAZ	ÜRETİCİ FİRMA
Halojen Işık Polimerizasyon Cihazı (Solidilite X)	Shofu, Japan
Işık Ön Polimerizasyon Cihazı (3M ESPE- Visio Alfa)	3M ESPE, Germany
Işık-Vakum Son Polimerizasyon Cihazı (3M ESPE- Visio Beta Vario)	3M ESPE, Germany
Isı-Işık Polimerizasyon Cihazı (Targis Power Upgrade)	Ivoclar-Vivadent, Germany
Isı-Işık-Basınç Polimerizasyon Cihazı (Tescera ATL)	Bisco, USA
Zımpara Cihazı (Buehler Metaserv)	Buehler, Germany
Etüv Cihazı	Dedeoğlu, Türkiye
Profilometre Cihazı (Perthometer M2)	Mahr GmbH, Germany
Kolorimetre Cihazı (Minolta CR-31)	Minolta Inc, Japan
Mikrosertlik cihazı (2100 B Hardness Tester)	Instron Wilson-Wolpert Tukon, Holland

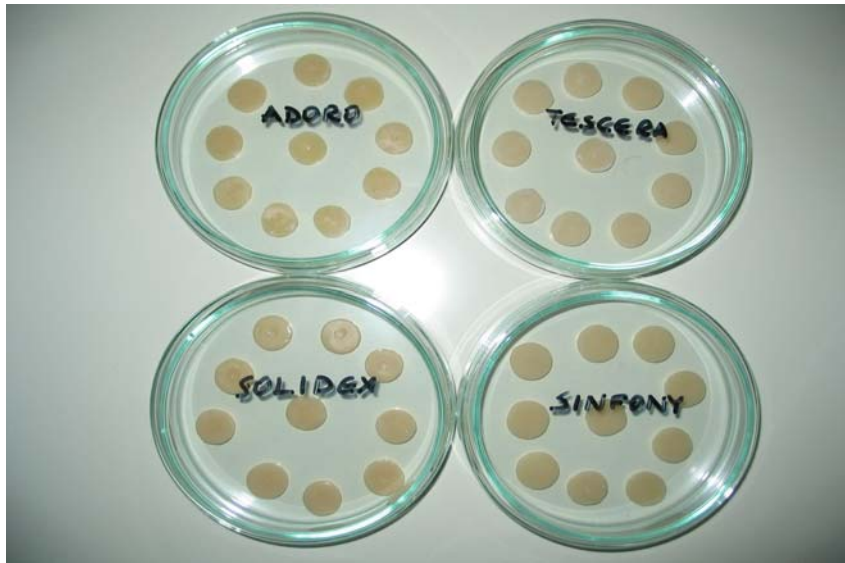
3.1.1 Çalışmada Kullanılan İndirekt Laboratuvar Kompoziti Örneklerinin Hazırlanması

Testlerde kullanılacak olan indirekt laboratuvar kompozit disklerin elde edilmesi için 15 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde boşlukları bulunan teflon kalıp hazırlandı (Şekil 3.1.1.1).



Şekil 3.1.1.1. Kompozit örneklerin hazırlandığı teflon kalıp

Her materyalden Vita skalasına göre A3 renginde 15x2 mm ebatlarında 10'ar adet örnek üretici firmaların tavsiyelerine göre hazırlanıp polimerize edildi (Şekil 3.1.1.2).



Şekil 3.1.1.2. Hazırlanan indirekt laboratuvar kompoziti örnekleri

3.1.2 Solidex indirekt laboratuvar kompoziti örneklerinin hazırlanması

A3 rengindeki Solidex indirekt laboratuvar kompoziti (Şekil 3.1.2.1) plastik spatülle teflon kalıba yerleştirildi ve üzeri şeffaf bir bant ile kapatıldı. Solidilite EX cihazında (Şekil 3.1.2.2) 5 dk süre ile polimerize edildi. Polisajları yapılmadan tüm örnekler 1500 gridlik zımpara (English Abrasives, English Abrasives Ltd., England) ile zımpara cihazında (Buehler Metaserv, Buehler, Germany) su banyosu altında 15 sn. süre ile zımparalandı. Üretici firma tavsiyesine göre CompoMaster Coarse polisaj lastikleri ile (Şekil 3.1.2.3) ön polisaj ardından da Diamond Stick polisaj patıyla (Şekil 3.1.2.4) son polisajları yapıldı. Polisajları biten örnekler test işlemlerine kadar karanlık ortamda bekletildi.



Şekil 3.1.2.1: Solidex indirekt laboratuvar kompoziti



Şekil 3.1.2.2: Solidilite EX polimerizasyon cihazı



Şekil 3.1.2.3: Polisaj lastikleri



Şekil 3.1.2.4: Diamond Stick polisaj patı

3.1.3 SR Adoro indirekt laboratuvar kompoziti örneklerinin hazırlanması:

A3 rengindeki SR Adoro indirekt laboratuvar kompoziti (Şekil 3.1.3.1) teflon kalıp içine bir plastik spatül ile yerleştirildi. Açıkta kalan üst yüzeylere SR jel (Şekil 3.1.3.2) uygulandı ve üzeri şeffaf bir bant ile kapatıldı. Kompozitlerin yerleştirildiği teflon kalıp yeni SR Adoro ürünü için yeniden formatlandırılan Targis Power-Upgrade ısı/ışık polimerizasyon cihazına (Şekil 3.1.3.3) alınarak Program 1’de 25 dk süre ile polimerize edildi. Tüm örnekler 1500 gridlik zımpara ile zımpara cihazında su banyosu altında 15 sn. süre ile zımparalandı. Üretici firma tavsiyesine göre Universal polisaj patı ile (Şekil 3.1.3.4) polisajları yapıldı. Polisajları biten örnekler test işlemlerine kadar karanlık ortamda bekletildi.



Şekil 3.1.3.1: SR Adoro indirekt laboratuvar kompoziti



Şekil 3.1.3.2: Kompozit örneklere SR jel uygulanması



Şekil 3.1.3.3. Targis Power Upgrade ısı-ışık polimerizasyon cihazı



Şekil 3.1.3.4. SR Adoro örnekler için Universal polisaj patı

3.1.4 Tescera ATL indirekt laboratuvar kompoziti örneklerinin hazırlanması:

A3 rengindeki Tescera indirekt laboratuvar kompoziti (Şekil 3.1.4.1) teflon kalıp içine bir plastik spatül ile yerleştirilerek üzeri şeffaf bir bant ile kapatıldı ve Tescera ATL polimerizasyon cihazının (Şekil 3.1.4.2) ışık kabında (Gray Light Cup) (Şekil 3.1.4.3) ışık yansıtan boncukların arasına yerleştirilerek 2 dk süre ile basınç ve ışık ile ilk polimerizasyonu sağlandı. Siklusun sona ermesini takiben ışık kabı cihazdan uzaklaştırıldı. Daha sonra örnekler yarısı distile su dolu ısı kabındaki (Black Heat Cup) (Şekil 3.1.4.3) sepete yerleştirildi. Örneklerin 13 dk süre ile basınç, ışık ve ısı siklusu ile son polimerizasyonu yapıldı. Örnekler 1500 gridlik zımpara ile zımpara cihazında su banyosu altında 15 sn. süre ile zımparalandı ve üretici firma tavsiyesine göre Tescera polisaj patı ile (Şekil 3.1.4.4) polisajları yapıldı. Polisajları biten örnekler test işlemlerine kadar karanlık ortamda bekletildi.



Şekil 3.1.4.1. Tescera indirekt laboratuvar kompoziti



Şekil 3.1.4.2. Tescera ATL polimerizasyon cihazı



Şekil 3.1.4.3. Tescera ATL ısı ve ışık kapları



Şekil 3.1.4.4. Tescera polisaj patı

3.1.5 Sinfony indirekt laboratuvar kompoziti örneklerinin hazırlanması:

A3 rengindeki Sinfony indirekt laboratuvar kompoziti (Şekil 3.1.5.1), akışkan kıvamından dolayı teflon kalıp içine enjekte edildi ve üzeri şeffaf bir bant ile kapatıldı. İlk olarak 3M ESPE Visio Alfa cihazında (Şekil 3.1.5.2), 5 sn ışık ile ön polimerizasyon yapıldı. Örneklerin son polimerizasyonları ise 3M ESPE Visio Beta Vario cihazında (Şekil 3.1.5.3), program 1' de 14 dk süre ile ışık ve vakum altında yapıldı. Örnekler 1500 gridlik zımpara ile zımpara cihazında su banyosu altında 15 sn. süre ile zımparalandı. Üretici firma tavsiyesine göre Sinfony adjustment kitindeki (Şekil 3.1.5.4) lastiklerle ön polisajın ardından Opal L polisaj patı (Şekil 3.1.5.5) ile örneklerin polisajları tamamlandı. Polisajları biten örnekler test işlemlerine kadar karanlık ortamda bekletildi.



Şekil 3.1.5.1. Sinfony laboratuvar veneer kompoziti



Şekil 3.1.5.2. 3M Espe Visio Alfa
polimerizasyon cihazı



Şekil 3.1.5.3. 3M Espe Visio Beta Vario
polimerizasyon cihazı



Şekil 3.1.5.4. Sinfony Adjustment kit



Şekil 3.1.5.5. Opal L polisaj patı

3.2 Gastrik Sıvının Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan gastrik sıvı solüsyonu OMÜ Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümü'nde ortalama pH' sı 1.14 olacak şekilde aşağıdaki formülasyona göre hazırlandı.

Gastrik sıvının formülasyonu: 2.0 g NaCl, 7.0 ml HCl, 3.2 g pepsin (Pepsin, Darmstadt, GERMANY) (Şekil 3.2.1) ve solüsyonun 1000 ml'ye tamamlanması için yeterli miktarda saf su (Şekil 3.2.2) (The United States Pharmacopiea, 1995; Myklebost ve ark., 2003).



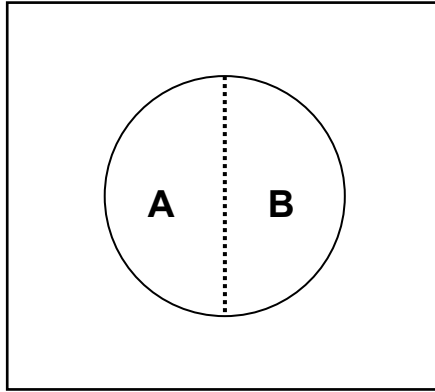
Şekil 3.2.1. Pepsin enzimi



Şekil 3.2.2. Gastrik solüsyon

3.3 Örnekler Üzerinde Yapılan İşlemler

Örneklerin renk, sertlik ve pürüzlülük ölçümleri iki aşamada yapıldı. Bunun için daire şeklindeki örnekler A ve B şeklinde iki yüzeye ayrıldı (Şekil 3.3.1). Gastrik asit uygulamadan önce renk, sertlik ve pürüzlülük ölçümleri örneklerin A yüzeylerinde yapıldı. Daha sonra örnekler üzerine gastrik sıvı uygulandı. Bunun için tüm örnekler birbirine temas etmeyecek ve üzerleri gastrik sıvı ile tamamen örtülecek şekilde cam petri kutularına yerleştirildi ve 37° C’deki etüvde (Dedeoğlu, TÜRKİYE) (Şekil 3.3.2) karanlık ortamda 24 saat bekletildi. Yaşlandırma işlemleri materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini değiştireceğinden gastrik asitin etkisinin tespit edilebilmesi için örnekler üzerinde başka herhangi bir yaşlandırma işlemi yapılmadı. Gastrik sıvı uygulamasının ardından örnekler petri kutularından çıkarıldı, hava-su spreyi ile üzerlerindeki asit uzaklaştırıldı ve renk, sertlik ve pürüzlülük ölçümleri bu kez örneklerin B yüzeylerinde aynı şekilde tekrarlandı.



Şekil 3.3.1. A ve B yüzeyleri



Şekil 3.3.2. Etüv cihazı

3.3.1. Renk Ölçümü

Çalışmadaki örneklerin gastrik asit uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonraki tristimulus değerleri küçük alan kolorimetresi (Minolta CR-31, Minolta Inc, Japan) (Şekil 3.3.1.1) kullanılarak CIE L*a*b* sisteminde kaydedildi. Her örnek için gastrik asit uygulama öncesi ve sonrasında üç ölçüm yapıldı ve ortalaması alınarak asit uygulama öncesi CIE L₁*a₁*b₁* , asit uygulama sonrası CIE L₂*a₂*b₂* değerleri olarak kaydedildi. Renk ölçümlerine başlamadan önce ve her gruptaki renk ölçümlerinden sonra kolorimetre cihazının kalibrasyonu beyaz kalibrasyon porseleni (CR-A43, Minolta Inc., Japan) ile yapıldı.



Şekil 3.3.1.1. Kolorimetre cihazı

Gastrik asit uygulama öncesi ve sonrasında kaydedilen tristimulus değerleri ile renk farklılığı (ΔE) aşağıdaki formülle hesaplandı:

$$\Delta L^* = L_2^* - L_1^*$$

$$\Delta a^* = a_2^* - a_1^*$$

$$\Delta b^* = b_2^* - b_1^*$$

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

Elde edilen değerler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testi (SPSS 12.00; SPSS Inc., Chicago, I11) ile karşılaştırıldı.

3.3.2 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Çalışmadaki yüzey pürüzlülüğü ölçümleri örneklere gastrik asit uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra yapıldı. Örneklere asit uygulamadan önce A yüzeylerinde yüzey pürüzlülüğü ölçümü işlemleri profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr GmbH, Germany) (Şekil 3.3.2.1) ile yapıldı. İncelenen örnek yüzeyi üzerinde kaydedici bir uç belirli bir hızda 7 sn içinde 5 mm gidiş mesafesinde gezerek yüzeydeki pürüzlülükleri μm cinsinden kaydetti. Her örneğin üç farklı bölgesinden pürüzlülük ölçülerek elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alınarak Ra_1 değerleri hesaplandı. Ölçümlere başlamadan önce ve her gruptaki ölçümlerden sonra profilometre cihazının kalibrasyonu kalibrasyon plakası ile yapıldı.

Gastrik asit uygulandıktan sonra yüzey pürüzlülüğü testi örneklerin B yüzeylerinde aynı şekilde tekrarlandı ve elde edilen değerler Ra_2 olarak kaydedildi. $Ra_2 - Ra_1$ formülüyle ΔRa değerleri hesaplandı. Sonuçlar tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi.



Şekil 3.3.2.1. Profilometre cihazı

3.3.3 Yüzey Sertliği Ölçümü

Gastrik asit uygulamadan önce örneklerin A yüzeylerinde mikrosertlik cihazı (Instron Wilson-Wolpert Tukon, Holland) (Şekil 3.3.3.1) ile yüzey sertliği ölçümleri yapıldı. Bunun için elmas tabanlı piramit şeklindeki Vickers uç ile 100 gr kuvvet ve 10 sn temas süresi kullanıldı. Her örnekten üç ölçüm yapılarak ortalama değerleri elde edildi. Vickers sertlik değeri (VHN_1) olarak elde edilen tüm sonuçlar ekrandan kaydedildi. Daha sonra gastrik sıvı uygulandı ve yüzey sertlik ölçümleri bu kez örneklerin B yüzeylerinde tekrarlanarak VHN_2 değerleri elde edildi. $VHN_2 - VHN_1$ formülü ile ΔVHN değerleri hesaplandı. Sonuçlar tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi.



Şekil 3.3.3.1. Mikro-sertlik cihazı

4. BULGULAR

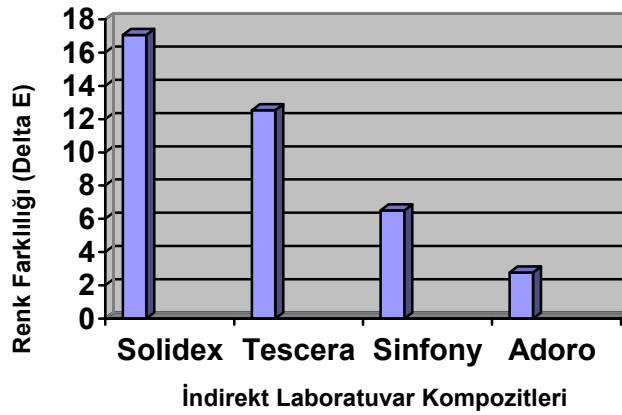
4.1 Grupların Renk Değişikliği Açısından Değerlendirilmesi

Çalışmamızda gastrik sıvının dört indirekt laboratuvar kompozitinin rengi üzerine etkisini incelemek amacıyla yapılan “aletsel renk analizi” sonucunda elde edilen $L^*a^*b^*$ ve ΔE değerleri Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden araştırıldı ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Daha sonra $L^*a^*b^*$ değerleri kullanılarak $\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$ formülü ile hesaplanan ΔE değerleri (Şekil 4.1.1) tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. Her grubun ortalama $L^*a^*b^*$ ve ΔE değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.1.1’ de görülmektedir.

Tablo 4.1.1. Gruplara ait $L^*a^*b^*$ ve ΔE değerlerinin ortalama ve standart sapmaları

Gruplar	Ortalama \pm Standart sapma						
	L_1^*	a_1^*	b_1^*	L_2^*	a_2^*	b_2^*	ΔE
Solidex	80.91 \pm 1.66	-3.54 \pm 0.17	18.64 \pm 0.76	93.00 \pm 0.96	-4.94 \pm 0.35	6.80 \pm 0.77	17.07 \pm 1.07
Tescera	80.20 \pm 1.12	-3.82 \pm 0.69	10.60 \pm 2.27	92.14 \pm 1.82	-4.32 \pm 0.44	7.89 \pm 0.91	12.53 \pm 2.18
Sinfony	93.89 \pm 2.54	-3.88 \pm 0.48	4.09 \pm 0.98	94.04 \pm 3.57	-4.62 \pm 0.74	8.39 \pm 1.12	6.51 \pm 1.57
Adoro	93.00 \pm 0.44	-4.49 \pm 0.55	6.90 \pm 0.52	90.79 \pm 0.49	-5.76 \pm 0.36	6.59 \pm 0.78	2.77 \pm 0.47

RENK FARKLILIĞI



Şekil 4.1.1. İndirekt laboratuvar kompozitlerinde gastrik asit sonrası ortalama renk farklılıkları

İndirekt laboratuvar kompozitlerinin gastrik sıvıda bekletilmesinin ardından oluşan renk farklılığı sonucunda elde edilen ΔE değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulundu ($p < 0.001$) (Tablo 4.1.2). Yapılan Post Hoc Tukey testi sonucunda bütün grupların karşılaştırılmasında anlamlı farklılıklar bulundu (Tablo 4.1.3). En yüksek renk farklılığı Solidex ile elde edilirken en düşük renk farklılığı Adoro ile elde edildi ($p < 0.001$) (Tablo 4.1.1).

Tablo 4.1.2. ΔE değerlerinin karşılaştırmaları için kullanılan tek-yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	Sig.
Gruplar arası	1204.57	3	401.52	186.96	0,001
Grup içi	77.31	36	2.15		
Toplam	1281.89	39			

Tablo 4.1.3. ΔE değerleri açısından gruplar arası önemlilik durumları

Karşılaştırılan Gruplar	P
Solidex-Tescera	$p < 0.001$
Solidex-Sinfony	$p < 0.001$
Solidex-Adoro	$p < 0.001$
Tescera-Sinfony	$p < 0.001$
Tescera-Adoro	$p < 0.001$
Sinfony-Adoro	$p < 0.001$

4.2 Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Açısından Değerlendirilmesi

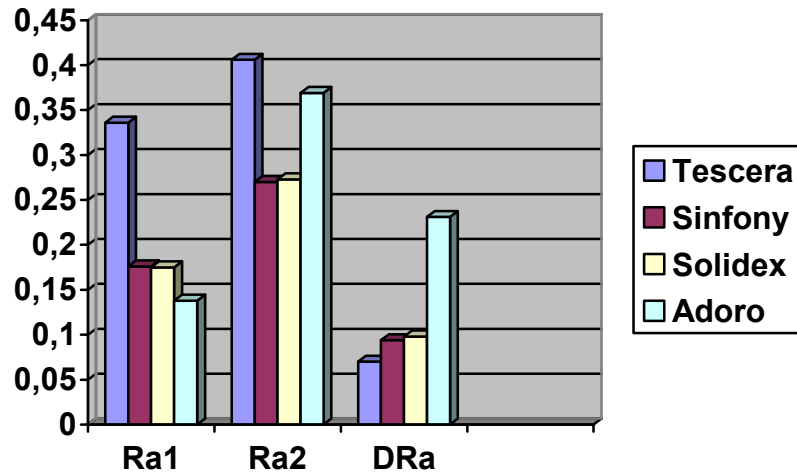
Çalışmamızda gastrik sıvının indirekt laboratuvar kompozitlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini incelemek amacıyla yapılan “profilometrik analiz” sonucunda elde edilen Ra_1 , Ra_2 ve ΔRa değerleri (Şekil 4.2.1) Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden araştırıldı ve tüm verilerin normal

dağılıma uygun olduğu görüldü. Daha sonra Ra_1 , Ra_2 ve ΔRa değerleri ayrı ayrı tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. Her grubun Ra_1 , Ra_2 ve ΔRa ortalama değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.2.1’ de görülmektedir.

Tablo 4.2.1. Gruplara ait Ra_1 , Ra_2 ve ΔRa değerlerinin ortalamalar ve standart sapmaları

Gruplar	Ortalama (μm) \pm Standart Sapma		
	Ra_1	Ra_2	ΔRa
Adoro	0.14 ± 0.06	0.37 ± 0.08	0.231 ± 0.09
Solidex	0.18 ± 0.07	0.27 ± 0.09	0.098 ± 0.08
Sinfony	0.18 ± 0.03	0.27 ± 0.06	0.094 ± 0.06
Tescera	0.34 ± 0.07	0.41 ± 0.09	0.070 ± 0.09

YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ



Şekil 4.2.1. Ortalama Ra_1 , Ra_2 ve ΔRa değerleri

Gastrik sıvı uygulanmadan önce indirekt laboratuvar kompozitlerinin profilometrik analizi sonucunda elde edilen Ra_1 değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulundu ($p < 0.001$) (Tablo 4.2.2). Yapılan Post Hoc Tukey testi sonucunda Solidex,

Sinfony ve Adoro arasında fark bulunmazken ($p>0.05$), Tescera diğer gruplardan istatistiksel olarak farklı bulundu ($p<0.001$) (Tablo 4.2.3). En yüksek ortalama Ra_1 değeri Tescera grubunda görüldü ($p<0.001$) (Tablo 4.2.1).

Tablo 4.2.2. Ra_1 değerlerinin karşılaştırılmaları için kullanılan tek-yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	Sig.
Gruplar arası	0.23	3	0.078	23.93	0.001
Grup içi	0.12	36	0,003		
Toplam	0.35	39			

Tablo 4.2.3. Ra_1 değerleri açısından gruplar arası önemlilik durumları

Karşılaştırılan Gruplar	P
Solidex-Tescera	$p<0.001$
Solidex-Sinfony	$p>0.05$
Solidex-Adoro	$p>0.05$
Tescera-Sinfony	$p<0.001$
Tescera-Adoro	$p<0.001$
Sinfony-Adoro	$p>0.05$

İndirekt laboratuvar kompozitlerine gastrik sıvı uygulamasının ardından yapılan profilometrik analiz sonucunda elde edilen Ra_2 değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulundu ($p<0.001$) (Tablo 4.2.4). Yapılan Post Hoc Tukey testi sonucunda Solidex, Sinfony ve Adoro arasında fark bulunmadı ($p>0.05$). Ayrıca Tescera ile Adoro arasında da fark bulunmazken ($p>0.05$), Tescera ile Solidex ve Sinfony arasında anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.01$) (Tablo 4.2.5). En yüksek ortalama Ra_2 değeri Tescera grubunda görüldü ($p<0.001$) (Tablo 4.2.1).

Tablo 4.2.4. Ra₂ değerlerinin karşılaştırılmaları için kullanılan tek-yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	Sig.
Gruplar arası	0.23	3	0.078	23.92	0,001
Grup içi	0.12	36	0.003		
Toplam	0.35	39			

Tablo 4.2.5. Ra₂ değerleri açısından gruplar arası önemlilik durumları

Karşılaştırılan Gruplar	P
Solidex-Tescera	p<0.01
Solidex-Sinfony	p>0.05
Solidex-Adoro	p>0.05
Tescera-Sinfony	p<0.01
Tescera-Adoro	p>0.05
Sinfony-Adoro	p>0.05

Gastrik sıvının yüzey pürüzlülüğüne etkisini belirlemek amacı ile elde edilen ΔRa ($Ra_2 - Ra_1$) değerleri tek-yönlü ANOVA ile istatistiksel olarak değerlendirildi ve gruplar arasında fark olduğu belirlendi ($p<0.001$) (Tablo 4.2.6). En yüksek ΔRa değeri Adoro ile elde edildi (Tablo 4.2.1). Farkın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek amacı ile yapılan Post Hoc Tukey testi sonucunda Adoro ile diğer gruplar arasında istatistiksel fark bulunurken ($p<0.01$, $p<0.001$), diğer gruplar arasında istatistiksel fark görülmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.2.7). Gastrik sıvı uygulama öncesi ve sonrasında elde edilen yüzey pürüzlülüğündeki yüzdesel artış oranları Tablo 4.2.8’de görülmektedir.

Tablo 4.2.6. ΔR_a değerlerinin karşılaştırılmaları için kullanılan tek-yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler toplamı	Df	Kareler ortalaması	F	Sig.
Gruplar arası	0.16	3	0.053	8.13	0.001
Grup içi	0.24	36	0.007		
Toplam	0.39	39			

Tablo 4.2.7. ΔR_a değerleri açısından gruplar arası önemlilik durumları

Karşılaştırılan Gruplar	P
Solidex-Tescera	$p > 0.05$
Solidex-Sinfony	$p > 0.05$
Solidex-Adoro	$p < 0.01$
Tescera-Sinfony	$p > 0.05$
Tescera-Adoro	$p < 0.001$
Sinfony-Adoro	$p < 0.01$

Tablo 4.2.8. Gastrik asidin grupların yüzey pürüzlülüğüne etkisi sonucunda oluşan farklılığın yüzdesel oranları

Gruplar	Yüzey pürüzlülüğünde artış oranları (%)
Adoro	137.8
Solidex	66.7
Sinfony	66.7
Tescera	82.9

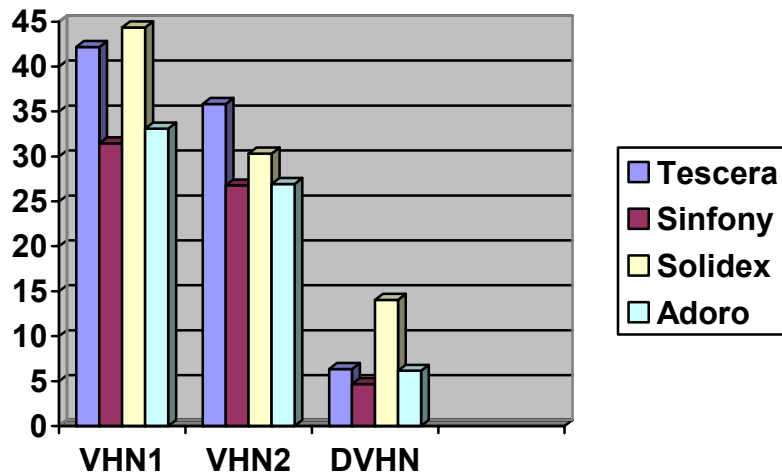
4.3 Grupların Yüzey Mikro-sertliği Açısından Değerlendirilmesi

Gastrik sıvının indirekt laboratuvar kompozitlerinin yüzey mikro-sertliğine etkisini incelemek amacıyla yapılan “Vickers mikro-sertlik analizi” sonucunda elde edilen VHN_1 , VHN_2 ve ΔVHN değerleri (Şekil 4.2.1) Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden araştırıldı ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. VHN_1 , VHN_2 ve ΔVHN değerleri ayrı ayrı tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. Her grubun ortalama VHN_1 , VHN_2 ve ΔVHN değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.3.1’de görülmektedir.

Tablo 4.3.1. Gruplara ait VHN_1 , VHN_2 ve ΔVHN değerlerinin ortalamalar ve standart sapmaları

Gruplar	Ortalama \pm Standart Sapma		
	VHN_1	VHN_2	ΔVHN
Adoro	33.09 \pm 0.87	26.94 \pm 0.37	6.15 \pm 1.02
Solidex	44.36 \pm 1.20	30.31 \pm 0.44	14.05 \pm 1.28
Sinfony	31.46 \pm 1.38	26.78 \pm 0.60	4.68 \pm 1.17
Tescera	42.18 \pm 0.34	35.83 \pm 0.66	6.15 \pm 1.02

YÜZEY MİKRO-SERTLİĞİ



Şekil 4.3.1. Ortalama VHN_1 , VHN_2 ve ΔVHN değerleri

Gastrik sıvı uygulanmadan önce yapılan Vickers yüzey mikro-sertliği analizi sonucunda elde edilen VHN_1 değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulundu ($p<0.001$) (Tablo 4.3.2). Yapılan Post Hoc Tukey testi sonucunda tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.01$, $p<0.001$) (Tablo 4.3.3). En yüksek ortalama VHN_1 değeri Solidex grubunda görüldü ($p<0.001$) (Tablo 4.3.1).

Tablo 4.3.2. VHN_1 değerlerinin karşılaştırılmaları için kullanılan tek-yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	Sig.
Gruplar arası	1245.95	3	415.32	392.91	0.001
Grup içi	38.05	36	1.06		
Toplam	1284.00	39			

Tablo 4.3.3. VHN_1 değerleri açısından gruplar arası önemlilik durumları

Karşılaştırılan Gruplar	P
Solidex-Tescera	$p<0.001$
Solidex-Sinfony	$p<0.001$
Solidex-Adoro	$p<0.001$
Tescera-Sinfony	$p<0.001$
Tescera-Adoro	$p<0.001$
Sinfony-Adoro	$p<0.01$

Gastrik sıvı uygulanmasının ardından yapılan Vickers yüzey mikro-sertliği analizi sonucunda elde edilen VHN_2 değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulundu ($p<0.001$) (Tablo 4.3.4). Yapılan Post Hoc Tukey testi sonucunda Sinfony ve Adoro

arasında fark bulunmazken ($p>0.05$), diğer gruplar arasında istatistiksel fark bulundu ($p<0.01$) (Tablo 4.3.5). En yüksek ortalama VHN_2 değeri Tescera grubunda görüldü ($p<0.001$) (Tablo 4.3.1).

Tablo 4.3.4. VHN_2 değerlerinin karşılaştırılmaları için kullanılan tek-yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	Sig.
Gruplar arası	538.12	3	179.37	632.46	0.001
Grup içi	10.21	36	0.28		
Toplam	548.33	39			

Tablo 4.3.5. VHN_2 değerleri açısından gruplar arası önemlilik durumları

Karşılaştırılan Gruplar	P
Solidex-Tescera	$p<0.001$
Solidex-Sinfony	$p<0.001$
Solidex-Adoro	$p<0.001$
Tescera-Sinfony	$p<0.001$
Tescera-Adoro	$p<0.001$
Sinfony-Adoro	$p>0.05$

Gastrik sıvının yüzey mikro-sertliğine etkisini belirlemek amacı ile elde edilen ΔVHN ($VHN_1 - VHN_2$) değerleri tek-yönlü ANOVA ile istatistiksel olarak değerlendirildi ve gruplar arasında fark olduğu belirlendi ($p<0.001$) (Tablo 4.3.6). Farkın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek amacı ile yapılan Post Hoc Tukey testi sonucunda Tescera ile Adoro arasında fark görülmezken ($p>0.05$), diğer gruplar arasında istatistiksel fark görüldü ($p<0.05$, $p<0.01$, $p<0.001$) (Tablo 4.3.7). En yüksek ΔVHN değeri Solidex grubunda, en düşük ΔVHN değeri de Sinfony grubunda elde

edildi (Tablo 4.3.1). Gastrik sıvıda bekletilmeden önce ve sonra elde edilen yüzey mikro-sertliğindeki yüzdesel azalma oranları Tablo 4.3.8’de görülmektedir.

Tablo 4.3.6. Δ VHN değerlerinin karşılaştırılmaları için kullanılan tek-yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	Sig.
Gruplar arası	536.22	3	178.74	151.86	0.001
Grup içi	42.37	36	1.18		
Toplam	578.59	39			

Tablo 4.3.7. Δ VHN değerleri açısından gruplar arası önemlilik durumları

Karşılaştırılan Gruplar	P
Solidex-Tescera	p<0.001
Solidex-Sinfony	p<0.001
Solidex-Adoro	p<0.001
Tescera-Sinfony	p<0.01
Tescera-Adoro	p>0.05
Sinfony-Adoro	p<0.05

Tablo 4.3.8. Gastrik asidin grupların yüzey mikro-sertliğine etkisi sonucunda oluşan farklılığın yüzdesel oranları

Gruplar	Yüzey mikro-sertliğinde azalma oranları (%)
Adoro	21.4
Solidex	31.7
Sinfony	14.9
Tescera	15.1

5. TARTIŞMA

Doğal dişlerde erozyon sebeplerinden biri olan GÖR, toplumda çok sayıda bireyde görülen ancak verdiği ciddi medikal ve dental zararların fark edilmediği bir gastrointestinal sistem rahatsızlığıdır. Alt özefajial sfinkterin uygun olmayan biçimde gevşemesi ile gastrik sıvının özefagusa geri gelmesi sonucu ağız ortamında mine, dentin ve sement gibi diş dokuları üzerinde demineralizasyon etkisi olduğu yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda bildirilmiştir (Bartlett ve ark., 2001; Jones ve ark., 2002; Moazzez ve ark., 2004). GÖR hastaları üzerinde dental erozyon görülme sıklığının incelendiği bir çalışmada, hastaların % 26'lık kısmında dental erozyonun olduğu bildirilmiştir. Ayrıca dental erozyon gözlenmeyen GÖR hastalarının reflü semptomlarının dental erozyon gözlenen gruba göre daha az olduğu ve bu hastalarda kısa süreli GÖR hikayesi gözlendiği belirtilmiştir (Meurman ve ark., 1996). Jarvinen ve arkadaşlarının yaptığı başka bir çalışmada ise GÖR ile dental erozyon arasında direkt bir bağlantı bulunamamasına rağmen erozyon gözlenen bireylerde daha uzun süreli GÖR semptomları bulunduğu ve daha ileri derecelerde erozyon gözlendiği bildirilmiştir (Jarvinen, 1988). Reflü nedeniyle ağız ortamına gelen düşük pH'lı gastrik sıvının sadece doğal dişleri değil, restoratif materyallerin parlak yüzeylerini de etkilediği bildirilmiştir (Oh ve ark., 2002). Bazı içecek ve yiyecekler içindeki eriticiler gibi asitler de kompozitin rezin komponentini yumuşatabilmekte, yüzey pürüzlülüğü meydana getirmekte ve aşınmayı anlamlı şekilde etkileyebilmektedir (Tunçel, 2005). Düşük pH değerleri kompozit restorasyonların rezin matrislerinde var olan ester gruplarının hidrolizine neden olabilir. Bunu takiben de ester bağlarının hidrolizi ile serbest karboksilik asit grupları polimer matrisin içindeki pH değerini düşürebilmektedir (Chadwick ve ark., 1990).

Restoratif diş hekimliğinde estetik beklentilerin gün geçtikçe artması, bu gereksinimleri sağlayabilecek restoratif materyal arayışını da beraberinde hızlandırmıştır. Estetik gereksinimleri karşılayan tam seramik sistemlerin bazı mekanik dezavantajları nedeniyle diş dokusuna daha yakın elastisite modülüsüne sahip indirekt laboratuvar kompozitlerinin klinik kullanımı yaygın hale gelmiştir. Ayrıca indirekt laboratuvar kompozitleri yüksek inorganik içerikleri sayesinde renk değişimlerinin az olması, farklı metal veya fiberle güçlendirilmiş alt yapılarla kullanılabilmesi,

tamirlerinin kolay ve maliyetlerinin düşük olması gibi avantajları nedeniyle son yıllarda popüler hale gelmiştir (Freilich ve ark., 2001; Tunçel A., 2005).

Myklebost ve arkadaşlarının, kompozit materyallerin gastrik asitten etkilendiğini belirttikleri çalışmalarını temel alarak planlanan bu çalışmanın sonuçları indirekt laboratuvar kompozitlerinin de gastrik asitten etkilendiğini ve hipotezimizin doğrulandığını gösterdi (Myklebost ve ark., 2003)

Hunt ve McIntyre' ın, mine örnekleri üzerinde in vitro dental erozyon çalışmasında 24 saatlik reflü asit atak süresini kullanmışlardır (Hunt ve McIntyre, 1992) Yaptıkları çalışmanın sonucunda test çözeltileri klinik olarak gözlenen erozyona benzerlik göstermiştir. Myklebost ve arkadaşlarının, gastrik sıvının 5 farklı dolgu maddesinin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini in vitro koşullarda inceledikleri çalışmalarında, ortalama bir günlük regürjite gastrik asidik sıvıya denk gelen 10 dakikalık asit uygulaması kısa süreli, 24 saatlik uygulama ise uzun süreli asidik atakı simgelemektedir (Myklebost ve ark., 2003). Bu nedenle çalışmamızda da şiddetli reflü atakları geçiren reflü hastasının uzun süreli reflü ataklarını in vitro koşullarda sağlamak amacı ile 24 saat gastrik asit uygulaması yapıldı.

Renk değişikliği bütün dental materyaller için önemli bir klinik problem ve materyallerin kullanılabilirliği hakkında önemli bir ölçüttür. Bir materyalin kullanılabilir olması için, laboratuvar aşamasında gözlenen renk, klinik kullanım sırasında da sabit kalmalı ve herhangi bir değişikliğe uğramamalıdır (Dayangaç, 2000). Kompozit restorasyonların rengi; matriks yapısına, doldurucu içeriğine, doldurucu oranına, içeriğindeki pigmentlere, polimerizasyon başlatıcı ajana, doldurucu silan ajanlarına ve bu içeriklerin birbirleri ile olan ilişkilerine bağlıdır (Johnston ve Reisbeck, 1997). Ayrıca kompozite uygulanan bitirme işlemleri, polimerizasyon süresi ve yoğunluğu da rengi etkilemektedir (Makinson, 1989; Dodge ve ark., 1991; Fruits ve ark., 1997; Hosoya, 1999). Kompozit rezinlerde yüzey pürüzlülüğü dental plağın tutunmasına ve renk değişimine neden olur. Ayrıca cilalı olmayan yüzeyler yumuşak dokular için tahriş edicidir (Sonugelen ve ark., 2000; Turssi ve ark., 2001; Reis ve ark., 2003). Bu nedenlerden dolayı bitirme ve polisaj işlemleri üretici firmaların tavsiyelerine uygun yapılmalıdır. Çalışmamızda da bu bilgiler göz önüne alınarak her materyalin bitirme ve polisaj işlemleri üretici firmaların talimatlarına uygun yapıldı. Yüzey sertliği çizilme ve aşınmaya karşı materyalin direncini arttırırken, çeşitli kuvvetler karşısında

kolayca deforme olmasını da önleyerek klinik başarıyı etkiler (Deliktaş ve Ulusoy, 2006). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda gastrik sıvıda bekletilmiş indirekt laboratuvar kompozitlerinin fiziksel ve mekanik özelliklerindeki değişiklikleri incelemek amacıyla renk farklılığı, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği testleri uygulandı.

Çalışmamızın sonuçları renk değişikliği açısından incelendiğinde, Adoro hariç tüm materyallerin gözle görülebilir renk değişimi sınırı olan 3.3' ün üzerinde ΔE değerlerine sahip olduğu ve tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü. Bu materyaller içinde en yüksek renk değişimi Solidex örneklerinde ($\Delta E=17.07$) ve en düşük renk değişimi ise Adoro örneklerinde elde edildi ($\Delta E=2.77$). Elde edilen renk değişikliği materyallerin inorganik doldurucu yapıları ve polimerizasyon yöntemleri ile ilişkilidir. Stober ve arkadaşlarının, yüksek doldurucu içerikli hibrit yapıda olan laboratuvar kompozitlerinin renk sabitliklerine UV cihazı ve çeşitli içecek maddelerinin etkilerini inceledikleri çalışmalarında, bu materyallerin gözle görülebilir renk farklılığı oluşturduğu bildirilmiştir (Stober ve ark., 2001). Hibrit kompozitlerin mikrofil kompozitlerle renk stabilitesi yönünden karşılaştırıldığı bir başka çalışmada ise, mikrofil kompozitlerin su ile yaşlandırma ortamında daha fazla etkilendiği bulunmuştur. Matriks doldurucu arasındaki boşluk kompozitin daha fazla su emilimine neden olmuştur (Buchalla ve ark., 2002). Bununla birlikte hibrit ve küçük partiküllü kompozit rezinler arasında yapay yaşlandırma cihazı sonrası gözlenen renk değişikliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, rezinler arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir (Fruits ve ark., 1997). Çalışmamızda da hibrit yapıları Solidex ve Sinfony grupları düşük renk sabitliği gösterdi. Bununla birlikte halojen ışıkla polimerize olan Solidex istatistiksel olarak ısı ve basınçla polimerize olan Sinfony' ye oranla daha yüksek renk değişimi gösterdi. Bu farklılığın materyallerin matriks yapılarındaki ve polimerizasyon yöntemlerindeki farklılıktan kaynaklandığını ve özellikle Sinfony' nin polimerizasyonu sırasında ışık uygulamasının yanında basıncın da olumlu bir etkisi olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda ısı ve ışıkla polimerize olan mikrofil doldurucuya sahip Adoro grubu düşük ΔE değerleri vererek diğer gruplara göre anlamlı bir farklılık gösterdi. Adoro gibi mikrofil doldurucuya sahip olmasına rağmen ısı-ışık ve basınçla polimerize olan Tescera grubunda ise yüksek renk değişimi görüldü. Bu sonuç Adoro' nun

polimerizasyonunda kullanılan Targis Power Upgrade cihazının daha etkin ve 25 dakika süren uzun süreli ısı polimerizasyon desteğini ve de polimerizasyon sırasında materyalin kompozisyonunun da etkin olduğu sonucunu ortaya çıkarmaktadır. Ancak polimerizasyonda kullanılan ısı, ışık ve basınçla ilgili yeterli teknik bilgi üreticiler tarafından verilmediğinden bu konuda daha detaylı bir tartışma yapılamamaktadır. Ayrıca, Tescera örneklerin matriks yapısında etoksilat bisfenol-A-dimetakrilat ve bisfenol-A-diglisidilmetakrilat bulunurken Adoro' da matriks yapı UDMA' dan oluşmaktadır. Matriks yapılarındaki bu farklılığın da renk değişimi üzerinde etkili olduğunu düşünmekteyiz. Nakamura ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, Bis-GMA içerikli kompozitlerin, UDMA içerikli kompozitlere göre daha fazla renk değişimi gösterdiği bildirilmiştir. Bununla birlikte kompozit materyallerin renk değişiminde monomerleri neyin etkilediğinin tam olarak bilinmediğini belirtmişlerdir (Nakamura ve ark., 2002).

Trajtenberg ve arkadaşlarının, yapay yaşlandırma cihazı ve bir meyve içeceğinin farklı indirekt laboratuvar kompozitlerinin renk değişimi üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, Sinfony 3.3' ten küçük ΔE değeri ile diğer laboratuvar kompozitlerine göre daha kabul edilebilir renk değişimi göstermiştir (Trajtenberg ve ark., 1999). Bu çalışmada ise Sinfony' nin ortalama ΔE değeri 6.51 olarak bulunmuştur. Bu farklılığın yoğun asidik özelliğe sahip gastrik sıvıdan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yüksek inorganik doldurucu oranının renk sabitliği üzerinde olumlu bir etkisi olduğu ifade edilmesine rağmen (Dietschi ve ark., 1994), Nakamura ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada yüksek doldurucu içeriğine sahip Targis' in renk değişimi, daha düşük inorganik doldurucu içeriğine sahip Solidex' ten daha fazla gözlenmiş ve renk değişiminin doldurucu oranıyla ilişkilendirilmemesi gerektiği ifade edilmiştir (Nakamura ve ark., 2002). Çalışmamızda da Nakamura ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya benzer şekilde, materyaller arasında en yüksek inorganik doldurucu oranına sahip Tescera, Sinfony ve Adoro' dan daha yüksek ΔE değerleri gösterdi. Farklı indirekt laboratuvar kompozitlerinin 60° C distile suda 1, 3, 8, 12, 18 hafta bekletilerek yapılan yaşlandırma işlemleri sonrasında, Tescera 3.3' den büyük ΔE değerleri ile Sinfony' ye göre daha fazla renk değişimi göstermiştir (Ghulman ve Nathanson, 2003a). Çalışmamızda da Tescera, kullanılan asidik ortamda Sinfony' ye göre daha yüksek renk

değişimi gösterdi. Ayrıca bu bilgilere ek olarak renk değişiminin sadece matriks ve doldurucular gibi makroskobik değişkenler ile değil minör pigment ilaveleri, doldurucu bağlayıcı ajanlar ve başlatıcılar gibi kimyasal bileşenler ile de meydana gelebileceği ifade edilmiştir (Johnston ve Reisbeck, 1997).

Çalışmamızda grupların yüzey pürüzlülüğü testinden elde edilen sonuçlar incelendiğinde, gastrik sıvı uygulamasından önce elde edilen Ra_1 değerleri içinde en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri Adoro' da (0.14), en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri ise Tescera' da (0.34) görüldü. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak değerlendirildiğinde Adoro, Solidex ve Sinfony arasında fark bulunmazken ($p>0.05$) Tescera tüm gruplardan farklı bulundu ($p<0.001$). Kompozit materyallerde yüzey pürüzlülüğü materyalin inorganik doldurucu hacmi ve partikül büyüklüğü ile ilişkilendirilmektedir. Partikül büyüklüğü arttıkça yüzey pürüzlülüğü de artmaktadır (Dayangaç, 2000; Saraç ve ark., 2006). Turssi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, ortam koşullarından bağımsız olarak, mikrofil kompozit rezinlerin hibrit kompozit rezinlere göre daha az yüzey pürüzlülüğü gösterdiği belirtilmiştir (Turssi ve ark. 2002). Çalışmamızda mikrofil içerikli Adoro, hibrit kompozit olan Sinfony ve Solidex' e göre daha düşük yüzey pürüzlülüğü göstermesine rağmen yine mikrofil içerikli Tescera diğer gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterdi. Bunun nedeni Tescera' nın diğer kompozitlere göre daha yüksek inorganik doldurucu içeriğine sahip olmasıdır. Ayrıca çalışmamızda her indirekt laboratuvar kompozitine üretici firmanın tavsiye ettiği polisaj materyalleri ile polisaj işlemleri uygulandı. Bazı sistemlerde polisaj patı uygulamasından önce aşındırıcı partikül içeren lastikler ile yüzey düzeltilmesi yapıldı. Bu nedenle yüzey pürüzlülükleri arasındaki farklılık materyallere ait bitirme ve polisaj sistemlerinden de kaynaklanabilir. Kakaboura ve arkadaşlarının (2003) Belleglass ve Sinfony materyallerinin polimerizasyonları sonrası kendi polisaj patlarıyla polisajlarının ardından yapılan yüzey pürüzlülüğü ölçümleri sonucunda elde edilen Sinfony' e ait Ra_1 değerleri çalışmamızdaki Sinfony grubuna ait Ra_1 değerleri ile benzerlik göstermektedir.

ΔRa değerleri incelendiğinde gastrik sıvı uygulamasının yüzey pürüzlülüğünde ciddi bir artış meydana getirdiği görülmektedir. Solidex ve Sinfony gruplarında yüzey pürüzlülüğünde % 66.7 oranında artış görülürken, bu oran Tescera' da % 82.9' u, Adoro' da ise % 137.8' i bulmuştur. Turssi ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada,

distile su, yapay tükürük ve asidik pH' ya sahip bir ortamda bekletilen kompozit rezinlerde, asit ortamın yüzey pürüzlülüğünü diğer ortamlara göre istatistiksel olarak daha fazla etkilediği bildirilmiştir (Turssi ve ark., 2002). Bununla birlikte farklı restoratif materyallere gastrik sıvı uygulamasının ardından yüzey pürüzlülüklerinin incelendiği başka bir çalışmada, kompozit rezinin amalgama oranla daha fazla, CİS ve rezinle modifiye CİS' e göre daha az etkilendiği belirtilmiştir (Myklebost ve ark., 2003).

ΔRa değerleri incelendiğinde, hibrit yapıya sahip Solidex ve Sinfony' nin benzer şekilde etkilendiği, gastrik sıvı uygulamasından önce en düşük Ra_1 değerine sahip Adoro' nun ise en yüksek ΔRa değerine sahip olduğu görüldü. Oysa direkt uygulanan mikrofil ve hibrit kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünün incelendiği bir çalışmada, asidik pH' nın 4.3 olduğu bir ortamda mikrofil kompozitlerin daha az etkilendiği belirtilmiştir (Turssi ve ark., 2002). Gastrik sıvı uygulamasından önce en yüksek Ra_1 değerine sahip Tescera en düşük ΔRa değerine sahiptir. Bu sonuç da Tescera' nın diğer gruplara göre gastrik sıvıdan daha az etkilendiğini göstermektedir.

Yüzey pürüzlülüğü değerinin $0.2 \mu m'$ den daha fazla olması bu yüzeyde plak oluşumu ve bakteri adezyonu açısından risk oluşturmaktadır (Yap ve ark, 2004). Çalışmamızda gastrik sıvı uygulamasından önce elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri bu sınırın altında iken gastrik sıvı uygulamasının ardından elde edilen değerler $0.2 \mu m'$ nin üzerindedir. Dolayısıyla çalışmamızda kullanılan indirekt laboratuvar kompozitlerinin asit ile sıklıkla temas edebileceği durumlarda bu husus göz önüne alınmalıdır.

Kompozit rezinlerde yüzey pürüzlülüğü ve renk sabitliği ile ilgili yapılan çalışmalarda, yüzey pürüzlülüğünün renk değişiminde etkili olduğu ve pürüzlülük arttıkça renk değişiminin de arttığı bildirilmiştir (Saraç ve ark., 2006). Oysa çalışmamızda en düşük renk değişimi gösteren Adoro en yüksek $\Delta Ra'$ ya sahiptir. Diğer çalışmalarda kullanılan kompozit materyaller standart ışık ile polimerize edilirken, çalışmamızda kullanılan indirekt laboratuvar kompozitleri farklı polimerizasyon yöntemleri ile polimerize edilmiştir. Isı ile polimerizasyon ışık ile polimerizasyona göre rezin yapısında daha az gözenekler oluşturarak renk stabilitesini daha iyi sağlar. Gözenekler inhibisyon tabakası oluşturarak düşük renk stabilitesine neden olur

(Strohaver ve Mattie, 1987). Bu nedenden dolayı renk ile yüzey pürüzlülüğü arasında bir ilişki bulunamamıştır.

Çalışmamızın üçüncü basamağı olan yüzey mikro-sertlik değerleri incelendiğinde, gastrik sıvı uygulanmasından önce elde edilen yüzey mikro-sertlik değerleri arasında istatistiksel fark bulundu ($p < 0.001$). En düşük sertlik değeri Sinfony ile (31.46), en yüksek sertlik değeri Solidex ile (44.36) elde edildi. Dört farklı indirekt kompozit rezinin (Artglass, Sinfony, Solidex, Targis) mikro-sertliklerinin incelendiği bir çalışmada, en düşük mikro-sertlik değerinin Sinfony ile elde edildiği bildirilmiştir (Miranda ve ark., 2003). Farklı indirekt laboratuvar kompozitlerinin, abrazyon cihazında yaşlandırma işleminin ardından mikro-sertlik değerlerinin incelendiği diğer bir çalışmada da, Tescera, Sinfony' den daha yüksek mikro-sertlik değeri göstermiştir (Ghulman ve Nathanson, 2003b). Her iki çalışmanın sonuçları çalışmamızın sonuçları ile paralellik göstermektedir.

Matriks içine yerleştirilmiş doldurucu partiküller, matriksin kendine göre daha iyi mekanik özellikler göstermesini sağlar. Bu yüzden belirli limitlere kadar yüksek doldurucu oranı mekanik özellikleri geliştirir (Ferracane ve ark., 1998). Kompozitlerin hacimsel inorganik doldurucu içeriği ile mikro-sertlik arasında pozitif bir korelasyon olduğu gösterilmiştir (Ferracane ve ark., 1998; Manhart ve ark., 2000; Taşveren, 2005). Fakat yapılan bazı çalışmalarda da, doldurucu içerikleri ile mekanik özellikler arasında bir bağlantı olmadığı bulunmuştur (Tanoue ve ark., 2000b; Mandikos ve ark., 2001). Demirel ve arkadaşlarının, indirekt kompozitlerle (Artglass, Belleglass HP, Targis) direkt kompozitlerin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kullanılan kompozitlerin doldurucu oranları ve büyüklüklerinin birbirine yakın olmalarına rağmen, mikrosertlik değerlerinde fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Bu sonucun kompozitlerin kimyasal kompozisyonlarındaki ve polimerizasyon yöntemlerindeki farklılıklardan kaynaklandığını belirtmişlerdir (Demirel ve ark., 2003). Çalışmamızda da inorganik doldurucu içeriği ve büyüklüğü ile yüzey mikro-sertliği değerleri arasında bir bağlantı kurulamamıştır. Ayrıca materyallerin inorganik doldurucu tipi, oranı ve matriks yapısı gibi içeriklerinin üreticiler tarafından tam olarak belirtilmemesi, bu faktörlerin ne kadar etkili olabileceği konusunda kesin bir yorum yapmayı zorlaştırmaktadır. Materyal içeriklerinin tam olarak verilmemesi nedeniyle sonuçların değerlendirilmesinde

karşılaşılan zorluklar bazı araştırmacılar tarafından da ifade edilmiştir (Jaarda ve ark., 1997; Kim ve ark., 2002; Miranda ve ark., 2003).

Miranda ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında, ışık ve vakumla polimerizasyonu gerçekleştirilen Sinfony' nin sadece ışıkla polimerize olan Artglass' a göre daha düşük mikro-sertlik değeri gösterdiğini ve polimerizasyon yönteminin yüzey sertliği konusunda etkili olduğunu bildirmişlerdir (Miranda ve ark., 2003). Çalışmamızda da Sinfony sadece ışıkla polimerize olan Solidex' e göre daha düşük mikro-sertlik değeri verdi. Tanoe ve arkadaşları, ısı ile polimerizasyon yönteminin materyalin mikro-sertlik değerini arttırdığını bildirmişlerdir (Tanoue ve ark., 2000a). Çalışmamızda polimerizasyon yöntemleri arasında ısının da uygulandığı Tescera ve Adoro, ışık ve basınçla polimerize olan Sinfony' ye göre daha yüksek mikro-sertlik değeri gösterirken, sadece halojen ışık ile polimerize edilen Solidex' e oranla daha düşük mikro-sertlik değerleri gösterdi. Kompozit rezinlerin mikrosertliğinin, doldurucu oranı ve polimerizasyon yöntemi dışında artık monomerden, ışığa hassas ajanların konsantrasyonlarından ve ışık kaynağının yoğunluğundan etkilenebileceği bildirilmiştir (Mante ve ark., 1993).

Gastrik sıvı uygulamasının ardından mikro-sertlik değişim farkı en fazla Solidex' te, en az ise Sinfony' de gözlemlendi ($p < 0.001$, $p < 0.01$, $p < 0.05$). Adoro ile Tescera arasında ΔVHN değerleri açısından fark bulunmadı ($p > 0.05$). Gastrik sıvı uygulamasının ardından mikro-sertlik değerlerinde Sinfony' de % 14.9, Tescera' da % 15.1, Adoro' da % 21.4 ve Solidex' te % 31.7 oranında azalma oldu. Solidex gastrik sıvı uygulaması öncesinde en yüksek mikro-sertlik değeri vermesine rağmen gastrik sıvıdan en çok etkilenen indirekt laboratuvar kompoziti oldu. Wongkhantee ve arkadaşları, pH' sı 2,74 olan asidik içeceklerin diş dokusu ve estetik dolgu materyallerinin mikro-sertlikleri üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, kompozitlerin mikro-sertlik değerlerinde anlamlı bir azalma olduğunu ve bu azalmanın yüksek rezin içeriklerine bağlı olduğunu belirtmişlerdir (Wongkhantee ve ark., 2005). Farklı pH' lara sahip solüsyonların matriksin hidrolizi ve doldurucu sızıntısı sonucu kompozit rezinin kimyasal yapısını bozduğu bildirilmiştir. Ayrıca polimer matriksin hidrolizi hidrofilik yapısıyla ilişkilendirilmektedir (Örtengren ve ark., 2001). Ayrıca hidrofilik yapıları nedeniyle su emiliminin fazla olduğu kompozitlerin mikro-sertliğindeki azalma, matriksin plastisitesinin artması ile açıklanmıştır (Ferracane ve

ark., 1998). Çalışmamızda hidrofilik grup içermeyen alifatik-sikloalifatik monomer içeriğine sahip Sinfony gastrik sıvıdan en az etkilenen indirekt laboratuvar kompoziti oldu. Örtengren ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, üç farklı hibrit kompozitin farklı pH' lara sahip solüsyonlar içinde bekletilmesi ile kompozit rezin materyalden bazı organik yapıtaşlarının ayrılmasının kolaylaştığı ve bu organik yapıtaşlarının ayrılması ile de materyalin aşınma direncinin, su emiliminin ve çözünürlüğünün etkilendiği bildirilmiştir (Örtengren ve ark., 2001).

Gastrik sıvının dört farklı indirekt laboratuvar kompozitinin rengine, yüzey pürüzlülüğü ve sertliğine etkisini in vitro olarak incelediğimiz bu çalışmada, test edilen indirekt laboratuvar kompoziti sayısının sınırlı olması, kompozitlerin kimyasal yapıları ve polimerizasyon yöntemleri ile ilgili detaylı bilginin olmaması ve laboratuvar kompozitlerine üretici firma tavsiyesine uygun olarak birbirlerinden farklı polisaj yöntemleri uygulanması çalışmamızın sınırlarını oluşturmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları içinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şunlardır:

1. Gastrik sıvı, çalışmada kullanılan dört farklı kimyasal yapıya sahip indirekt laboratuvar kompozitinin rengini, yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey sertliğini etkiledi.
2. Gastrik sıvı uygulaması Adoro dışında diğer üç indirekt laboratuvar kompozitinde gözle görülebilir ve klinik olarak kabul edilemeyen renk farklılığı oluşmasına neden oldu.
3. Gastrik sıvı uygulaması tüm materyallerin yüzey pürüzlülüğünde artışa, yüzey sertliği değerlerinde ise azalmaya neden oldu.
4. Çalışmamızda elde edilen bulgular doğrultusunda ileri GÖR hastalarında indirekt laboratuvar kompozitlerinin kullanımının uygun olmayacağı sonucuna varıldı.
5. GÖR hastalığının indirekt laboratuvar kompozitlerinin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerindeki etkisi konusunda daha kesin sonuçlara ulaşabilmek için daha fazla sayıda materyalin in vivo şartlarda test edildiği ileri araştırmalar yapılmalıdır.

7. KAYNAKLAR

- Ayık, Ö.S., Erdinç, M. (2003). Gastroözofageal reflü hastalığı ve kronik öksürük. *Toraks Dergisi*, **4**, 191-197.
- Bartlett, D.W., Coward, P.Y. (2001). Comparison of the erosive potential of gastric juice and a carbonated drink in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*, **28**, 1045-1047.
- Bartlett, D.W., Ewans, D.F., Smith, B.G.N. (1996a). The relationship between gastroesophageal reflux disease and dental erosion. *Journal of Oral Rehabilitation*, **23**, 289-297.
- Bartlett, D.W., Evans D.F., Anggiansah, A., Smith, B.G.N. (1996b). A study of the association between gastro-esophageal reflux disease and palatal dental erosion. *British Dental Journal*, **181**, 125-132.
- Behr, M., Rosentritt, M., Handle, G. (2000) Flexural properties of fiber reinforced using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *Journal of Dentistry*, **28**, 509-514.
- Bisco Documents (2003). Tescera ATL Product Profile. www.bisco.com.
- Bouvier, D., Duprez, J.P., Lissac, M. (1997). Comparative evaluation of polishing systems on the surface of three aesthetic materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, **24**, 888-894.
- Buchalla, W., Atin, T., Hilgers, R.D., Hellwig E. (2002). The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **87**, 264-270.

- Carreiro, P., Cruz, S. Vergani, C.E. (2004). Hardness and compressive strength of indirect composite resins: effects of immersion in distilled water. *Journal of Oral Rehabilitation*, **31**, 1085-1089.
- Cesar, P.F., Junior, W.G.M., Braga, R.R. (2001). Influence of shade and storage time on the flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **86**, 289-296.
- Chadwick, R.G., McCabe, J.F., Walls, A.W.G., Storer, R. (1990). The effect of storage media upon the surface microhardness and abrasion resistance of three composites. *Dental Materials*, **6**, 123-128.
- Cho, L., Song, H., Koak, J., Heo, S.(2000). Marginals accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: Effect of variations in preparation design. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **84**, 3003-3008.
- Chu, S.J. (2002). The science of color and shade selection in aesthetic dentistry. *Dentistry Today*, **21**, 86-89.
- Craig, R.G. (1989). Restorative Dental Materials. **8th Ed.**, St. Louis: CV Mosby, 212-215.
- Craig, R.G., Powers, J.M., Wataha, J.C. (2000). Dental Materials, Properties and Manipulation. **7th Ed.**, St Louis, Mosby.
- Dayangaç, B. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitapevi, Ankara.
- Deliktaş D., Ulusoy N.(2006). Farklı ışık cihazlarının hibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin yüzey sertliğine etkisi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **33**, 1-10.

- Demirel, F., Saygılı, G., Şahmalı, S. (2003). Comparative mechanical property characterization of three indirect composite resin materials compared with two direct composites. *Polymers for Advanced Technologies*, **14**, 380-386.
- Dietschi, D., Campanile, G., Holz, J., Meyer, J.M. (1994). Comparison of the color stability of ten new-generation composites: An in-vitro study. *Dental Materials*, **10**, 353-362.
- Dodge, W.W., Dale, R.A., Cooley, R.L., Duke, E.S. (1991). Comparison of wet and dry finishing of resin composites with aluminum oxide discs. *Dental Materials*, **15**, 268.
- Douglas, R. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **83**, 166-170.
- Fass, R., Ofman, J.J. (2002) Gastroesophageal reflux disease-should we adopt a new conceptual framework? *American Journal of Gastroenterology*, **97**, 1901-1909.
- Ferracane, J.L., Berge, H.X., Condon, J.R.(1998). In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research*, **42**, 465-72.
- Freilich, M.A., Duncan, J.P., Meiers, J.C., Goldberg, A.J. (1998a). Preimpregnated, fiber-reinforced prosthesis. Part I. Basic rationale and complete-coverage and intracoronal fixed partial denture designs. *Quintessence International*, **29**, 689-696.
- Freilich, M.A., Karmaker, A.C., Burstone, C.J., Goldberg, A.J.(1998b) Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **80**, 311-318.

- Freilich, M.A., Meiers, J.C., Duncan, J.P., Goldberg, A.J. (2000). Fiber-Reinforced Composites In Clinical Dentistry. **3rd Ed.** Quintessence Publishing Co Inc, Hong Kong.
- Fruits, T.J., Duncanson, M.G., Miranda, F.J. (1997). In vitro weathering of selected direct esthetic restorative materials. *Quintessence International*, **28**, 409-414.
- Ghulman M., Nathanson D. (2003a). Effect of accelerated ageing on color stability of indirect resin composites. *Journal of Dental Research*, **82**, Abst. No.3026.
- Ghulman M., Nathanson D. (2003b). Mechanical properties and wear behavior of indirect composite resins. *Journal of Dental Research*, **82**, Abst. No. 824.
- Göhring, T., Gallo, L., Lüthy, H. (2005). Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. *Dental Materials*, **21**, 761-72
- Güngör, S., Köprülü, H. (2004). Gastroözefagal reflü hastalığının dişhekimliğindeki önemi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **5**, 46-50.
- Güzel, K.G., Dündar, B., Altun, Ş. (2005). Gastroözefagal reflü hastalığı ve dişhekimliğindeki önemi. *Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi*, **90**, 74-78.
- Harley, K. (1999). Tooth wear in the child and the youth. *British Dental Journal*, **186**, 492-496.
- Hosoya, Y. (1999) Five year color changes of light-cured resin composites: influence of light curing times. *Dental Materials*, **15**, 268.
- Hunt D., McIntyre J.M. (1992). The development of an “In Vitro” Model of Dental Erosion. *Journal of Dental Research*, **71**, 986.

- Jaarda, M.J., Wang, R.F., Lang, B.R.(1997). A regression analysis of filler particle content to predict composite wear. *Journal of Prosthetic Denistry*, **77**, 57-67.
- Janda, R., Roulet, J.F., Kaminsky, M., Steffin, G., Latta, M. (2004). Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *European Journal of Oral Science*, **112**, 280-285.
- Jarvinen, V., Meurman, J.H., Hyvarinen, H., Rytomaa, I., Murtomaa, H. (1988). Dental erosion and upper gastrointestinal disorders. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, **65**, 298-303.
- Johnston, W.M., Reisbeck, M.H. (1997). Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dental Materials*, **13**, 89.
- Jones, L., Lekkas, D., Hunt, D., McIntyre, J., Rafir, W. (2002). Studies on dental erosion: An in vivo-in vitro model of endogenous dental erosion- its application to testing protection by fluoride gel application. *Australian Dental Journal*, **38**, 304-308.
- Jung, M. (2002). Finishing and polishing of a hybrid composite and heat-pressed glass ceramic. *Operative Dentistry*, **27**, 175-183.
- Kakaboura A., Rahiotis C., Zinelis S., Al-Dhamadi YA., Silikas N., Watts DC. (2003). In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dental Materials*, **19**, 393-398.
- Kawano, F., Ohguri, T., Ichikawa, T., Matsumoto, N. (2001). Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, **28**, 703-707.
- Kim, H.S., Um, C.M. (1996). Color differences between resin composites and shade guides. *Quintessence International*, **27**, 559-567.

- Kim, K.Y., Ong, J.L., Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **87**, 642-649.
- Ku, C., Park, S., Yang, H. (2002). Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **88**,170-175.
- Kugel G. (2000) Direct and indirect adhesive restorative materials: a review. *American Journal of Dentistry*, **13** (Spec No):35D-40D
- Lee, S.H., Lee, Y.K., Lim, B.S. (2004). Influence of thermocycling on the optical properties of laboratory resin composites and an all-ceramic material. *Journal of Materials Science: Materials In Medicine*, **15**, 1221-1226.
- Linnett, V., Seow, W.K.(2001). Dental erosion in children: a literature review. *Pediatric Dentistry*, **23**, 37-43.
- Lutz, F., Phillips, R.W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Denistry*, **50**, 480-483.
- Makinson, O.F. (1989) Colour changes on curing light activated anterior restorative resins. *Australian Dental Journal*, **34**, 154.
- Malone, W.F.P., Koth, D.L. (1989). Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics. **8th Ed.** *Ishiyaku EuroAmerica, Inc.* Tokyo.
- Mandikos, M.N., McGivney, G.P., Davis, E., Bush, P.J., Carter, M. (2001). A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **85**, 386-395.

- Manhart, J., Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y. (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, **53**, 353-361.
- Mante, F., Saleh, N., Mante, M. (1993). Softening patterns of post-cure heat-treated dental composites. *Dental Materials*, **9**, 325-331.
- Meurman, J., Toksala, J., Nuutinen, P., Klemetti, E. (1994). Oral and dental manifestations in gastroesophageal reflux disease. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, **78**, 583-589.
- Miranda, C.B., Pagani, C., Bottino, M.C., Benetti A.R. (2003). A comparison of microhardness of indirect composite restorative materials. *Journal of Applied Oral Science*, **11**, 157-161.
- Moazzez, R., Bartlett, D.W., Anggiansah, A. (2004). Dental erosion, gastro-esophageal reflux disease and saliva: how are they related? *Journal of Dentistry*, **32**, 489-94.
- Mungan, Z., Demir, K., Onuk, M.D., Göral, V., Boztaş, G., Beşışık, F., Yıldırım, B., Yeğinsu, O. (1999). Characteristics of gastroesophageal reflux disease in our country. *Turkish Journal of Gastroenterology*, **10**, 101-106.
- Myklebost, P., Mosseng, O.E., Gjerdet, NR. (2003). Roughness of filling materials subjected to gastric juice. *Journal of Dental Research*, **82**, (Spec Iss B), 378.
- Nakamura, T., Saito, O., Mizuno, M., Tanaka, H. (2002). Changes in translucency and color of particulate filler composite resins. *International Journal of Prosthodontics*, **15**, 494-499.

- Neme, A.L., Frazier, K.B., Roeder, L.B., Debner, T.L. (2002). Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Operative Dentistry*, **27**, 50-58.
- O'Brien, W.J., Boenke, K.M., Groh, C.L. (1991). Coverage errors of two shade guides. *International Journal of Prosthodontics*, **4**, 45-50.
- O'Brien, W.J. (2002). Dental materials and their selection. **3rd Ed**, Quintessence Pub Co, Inc, Canada.
- O'Brien, W.J., Hemmendinger, H., Boenke, K.M., Linger, J.B., Groh, C.L. (1997). Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dental Materials*, **13**, 179-185.
- Oh, W., DeLong, R., Anusavice, K.J. (2002). Factors affecting and ceramic wear: a literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **87**, 451-459.
- Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W., Childress S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **80**, 642-648.
- Örtengren, U., Andersson, F., Elgh, U., Terselius, B., Karlsson, S. (2001). Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite materials. *Journal of Dentistry*, **29**, 35-41.
- Özgünaltay, G., Yazıcı, A.R., Görücü, J. (2003). Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. *Journal of Oral Rehabilitation*, **30**, 218-224.
- Philips, R.W. (1991). Scinner's Science of Dental Materials. **9th Ed**, Saunders Comp., Philadelphia.

- Reis, A.F., Gianni, M., Lovadino, J.R., Ambrosano, G.M. (2003). Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dental Materials*, **19**, 12-18.
- Richter, J.E. Typical and atypical presentation of gastroesophageal reflux disease. *Gastroenterology Clinics of North America*, **25**, 75-102, 1996.
- Richter JE. Extraesophageal presentations of gastroesophageal reflux disease. *American Journal of Gastroenterology*, **95**, Suppl. S1-S3, 2000.
- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J (2001). Contemporary Fixed Prosthodontics, **3rd Ed.**, Mosby Inc, St. Louis.
- Rosentritt, M., Behr, M., Brückner, H., Handel, G. (2005). Composite veneering of metal based fixed partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, **32**, 614-619.
- Ruyter IE, Nilner K, Moller B. (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental Materials*, **3**, 246-251.
- Saraç, D., Saraç, Y.Ş., Külünk, Ş., Ural, Ç., Külünk, T. (2006). The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **96**, 33-40.
- Scheutzel, P. (1996). Etiology of dental erosion-intrinsic factors. *European Journal of Oral Sciences*, **104**, 178-190.
- Setcos, J.C., Tarim, B., Suzuki, S. (1999). Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. *Quintessence International*, **30**, 169-173.
- Shofu Documents, Solidex Product Profile.2006. www.shofu.de.

- Sinfony Scientific Affairs (2001). 3M ESPE Scientific Product Profile. www.solutions.3m.com.
- Sontag, S.J., O'Connell, S., Khandelwal, S., Greenlee, H., Schnell, T., Nemchausky, B., Chejfec, G., Miller, T., Seidel, J., Sonnenberg, A. (2003). Asthmatics with gastroesophageal reflux: Long term results of a randomized trial of medical and surgical antireflux therapies. *American Journal of Gastroenterology*, **98**, 987-999.
- Sonugelen, M., Artunç C.,Güngör M.A.(2000). Farklı yöntemlerle polimerize edilen estetik restoratif materyallerde aşınma ve sertliğin incelenmesi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **21**, 1-10.
- SR Adoro Scientific Documentation (2003). Ivoclar Scientific Service. www.ivoclarvivadent.com.
- Stober, T., Gilde, H., Lenz, P. (2001). Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dental Materials*, **17**, 87-94.
- Strohaver, R.A., Mattie, D.R. (1987). A scanning electron microscopic comparison of microfilled fixed prosthodontic resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **57**, 559-565.
- Swift, E.J. Jr, Hamel, S.A., Lund, P.S. (1994). Colorimetric evaluation of Vita shade resin composites. *International Journal of Prosthodontics*, **7**, 356-361.
- Tanoue, N., Matsumura, H., Atsuta, M. (2000a). Comparative evaluation of secondary heat treatment and a high intensity light source for the improvement of properties of prosthetic composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, **27**, 288-293.

- Tanoue, N., Matsumura, H., Atsuta, M. (2000b). Wear and surface roughness of current prosthetic composites after tooth brush/dentifrice abrasion. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **84**, 93-97.
- Taşveren, S. (2005). İki farklı restoratif materyalin yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **8**, 94-97.
- Terry, D,A., Leinfelder, K., Maragos, C. (2005). Developing form, function, and natural aesthetics with laboratory-processed composite resin-Part I. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry*, **17**, A-F.
- The United States Pharmacopiea **23rd Ed.**, Simulated Gastric Fluid, TS, , The National Formulary **18th Ed.** United States Pharmacopieal Convention, Inc., Rockville, MD.1995:2053.
- Trajtenberg C., Eldiwany M., Li D., Powers J.M. (1999). Properties of advanced laboratory composites. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **78**, 929.
- Tunçel, A. (2005). Sabit protetik estorasyonlarda kullanılan farklı fiberle güçlendirilmiş kompozit yapıların yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve sitotoksisitelerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi*.
- Turssi, C.P., Magalhes, C.S., Serra, M.C., Rodriguez JR, A.L. (2001). Surface roughness assessment of resin-based materials during brushing proceed by pH-cycling simulations. *Operative Dentistry*, **26**, 576-584.
- Turssi, C.P., Hara, A.T., Serra, M.C., Rodriguez JR, A.L. (2002). Effect of storage media upon the surface microorhology of resin-based restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, **29**, 864-871.

- Uchida, H., Vaidyanathan, J., Viswanadhan, T., Vaidyanathan, T.K. (1998). Color stability of composites as a function of shade. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **79**, 372.
- Van der Burgt, T.P., Bosch, J.J., Borsboom, P.C., Kortsmits, W.J. (1990). A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **63**, 155-162.
- Williamson, W.A., Ellis, Jr F.H., Gibb, S.P., Shahian, D.M., Aretz, H.T., Heatley, G.J., Watkins, Jr E. (1991). Barrett's esophagus: prevalence and incidence of adenocarcinoma. *Archives of Internal Medicine*, **151**, 2212-2216.
- Winters, C., Spurling, T.J., Chobanian, S.J., Curtis, D.J., Esposito, R.L., Hacker, J.F., Johnson, D.A., Cruess, D.F., Cotelingam, J.D., Gurney, M.S. (1987). Barrett's esophagus. A prevalent, occult complication of gastroesophageal reflux disease. *Gastroenterology*, **92**, 118-124.
- Wongkhantee, S., Patanapiradej, V., Maneenut, C., Tantbirojn, D. (2005). Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *Journal of Dentistry*, **34**, 214-220.
- Yap, A.U., Lye, K.W., Sau, C.W. (1997). Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Operative Dentistry*, **22**, 260-265.
- Yap, A.U.J., Tan, S.H.L., Wee, S.S.C., Lee, C.W., Lim, E.L.C., Zeng, K.Y. (2001). Chemical degradation of composite restoratives. *Journal of Oral Rehabilitation*, **28**, 1015-1021.
- Yap, A.U., Yap, S.H., Teo, C.K., Ng, J.J. (2004). Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *Operative Dentistry* **29**:275-279

Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.

ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Samsun'da doğdum. İlköğrenimimi 23 Nisan İlköğretim Okulu'nda, orta ve lise öğrenimimi Samsun Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 1998-2003 yılları arasında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde yüksek lisans eğitimimi tamamladım. Şubat 2004'te Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora eğitimine başladım, Eylül 2005'te araştırma görevlisi kadrosuna atandım. Halen aynı anabilim dalında araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım. Evliyim. Yabancı dilim İngilizce'dir.