T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÇEŞİTLİ REZİN KOMPOZİT MATERYALLERİN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN İN VİVO VE İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Ali Rıza ÇETİN

DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 06102010 proje numarası ile desteklenmiştir

KONYA- 2009

ÖNSÖZ

Bu çalışma beş farklı kompozit rezinin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi amacıyla planlandığı için, kullanılan bazı cihazların teknik özellikleriyle ilgili ayrıntılı bilgi verilmemiştir. Kompozit rezinlerin aşınma ölçümlerinde kullanılan 3 Boyutlu ölçüm cihazı OptoSE ile ilgili detaylı teknik bilgiler tezin uzamasına ve anlaşılırlığının bozulmasına neden olacağı düşüncesi ile metin içerisinde kısa olarak anlatılmıştır. Bunun dışında Selçuk Üniversitesi, Makine Mühendisliği Fakültesi'nde öğretim üyesi Prof. Dr. Selçuk Halkacı'nın katkılarıyla geliştirilmiş olan aşınma simülatörünün detaylı teknik bilgileri metin içerisinde özet olarak verilmiştir.

'Çeşitli rezin kompozit materyallerin fiziksel özelliklerinin in vivo ve in vitro olarak karşılaştırılması' isimli bu projemiz Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 06102010 proje numarası ile desteklenerek gerçekleştirilmiştir.

Tez çalışması boyunca bana gösterdiği anlayış ve sabırdan dolayı sevgili eşime;

çalışmamı titizlikle ve anlayışla yönlendiren sayın danışmanım Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ' ye;

laboratuar aşınma simülasyon cihazının hazırlanmasındaki yardımlarından dolayı Prof. Dr. Selçuk HALKACI ' ya;

modellerin üç boyutlu ölçümlerinin yapılmasındaki katkılarından dolayı Mucit YİĞİT ve Niyazi KONYALI beylere;

Doktora eğitimim süresince emeği geçen Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim üyelerine;

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER Sayfa

SİMGELER VE KISALTMALAR vi

1.GİRİŞ 1
1.1.Kompozit Nedir? 2
1.1.1.Direk Restorasyon Materyali Olarak Kullanılan Kompozit Rezinler ve Sınıflandırılması 3
1.1.1.1.Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması 3
1.1.1.2.Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması 4
1.1.1.3.Partikül Büyüklüğünü Temel Alan Sınıflamaya Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması 4
1.1.2. İndirekt Restorasyon Materyali Olarak Kullanılan Kompozit Rezinler 6
1.2. Dental Kompozit Rezin Materyallerin İçeriği 6
1.2.1. Organik Rezin Matriks 6
1.2.2. İnorganik Doldurucular 13
1.2.3. Arabağlayıcı Ajan (Silan) 16
1.2.4. Kompozit İçerisinde Bulunan Diğer Bileşenler 17
1.3. Dental Kompozitlerin Fiziksel Özellikleri 17
1.3.1. Aşınma Dayanımı 17
1.3.1.1. Klinik Aşınma 19
1.3.1.2. Aşınma Test Aygıtları ve Aşınma Simulasyon Teknikleri 24
1.3.2. Bükülme Dayanımı, Mikro Sertlik ve Pürüzlülük 26
1.4. Kompozitlerin Klinik Takibi 27
2. GEREÇ ve YÖNTEM 30
2.1. Klinik Çalışma 30
2.1.1. Hasta Seçimi 30
2.1.2. Restoratif Materyaller 32
2.1.3. Klinik Prosedür 34
2.1.3.1. Direkt Kompozit Restorasyonların Yapımı 34
2.1.3.2. İndirekt Kompozit Restorasyonların Yapımı 39
2.1.4. Yapılan Restorasyonlardan Ölçü Alınması 46
2.1.5. Klinik Değerlendirme Prosedürü 48

2.2. Laboratuvar Çalışmaları 49
2.2.1.Aşınma Simülasyonu 49
2.2.1.1. Aşınma simülatörü için örneklerin hazırlanması 49
2.2.1.2.Örneklerin Aşınma Simülatörü ile Aşındırılması 53
2.2.2.Üç boyutlu tarama 56
2.2.2.1.Örneklere Ait 3B Nokta Bulutunun Elde Edilmesi 56
2.2.2.2. Dişleri Çakıştırma ve Aşınmayı Ölçmek İçin İşlem Adımları 59
2.2.2.3. Hızlı Çakıştırma (*Quick Register*) 60
2.2.2.4. Tam Çakıştırma (*Whole Register*) 61
2.2.2.5. Bölgesel Çakıştırma (*Regional Register*) 62
2.2.2.6. Aşınmanın Saptanması 63
2.2.2.7. Aşınma Hacminin Saptanması 65
2.2.3.Bükülme Dayanımı 67
2.2.3.1.Örneklerin hazırlanması 67
2.2.3.2. Üç Nokta Bükme Testi 68
2.2.4. Yüzey Mikrosertliği Sertliği ve Pürüzlülüğü 69
2.3.İstatistiksel Değerlendirme 71

3.BULGULAR 72
3.1. Klinik Çalışma Bulguları 72
3.1.1.Kompozit Rezin Materyallerin Klinik Durumu 72
3.1.2.Kompozit Rezin Materyallerin Klinik Aşınma Bulguları 82
3.2. Laboratuar Çalışma Bulguları 86
3.2.1. Kompozit rezin materyallerin aşınma simülatörü bulguları 86
3.2.2.Bükülme Dayanımı Bulguları 90
3.2.3.Yüzey Mikro Sertlik Ve Pürüzlülük Bulguları 92
3.3. Klinik bulgularla laboratuvar bulgularının karşılaştırılması 95

4.TARTIŞMA 96
4.1. Klinik Çalışmanın Değerlendirilmesi 96
4.1.1. Yeni Geliştirilen Kompozit Rezin Sistemlerin Klinik Uygulamalarının Değerlendirilmesi 96
4.1.2 Klinik Değerlendirme Kriterleri 100
4.1.3. Yapılan Restorasyonların Değerlendirilmesi 100

4.1.4. Klinik Aşınmanın Değerlendirilmesi 103
4.2. Laboratuar Çalışmalarının Değerlendirilmesi 106
4.2.1. Laboratuar Aşınmanın Değerlendirilmesi 106
4.2.2. Aşınmanın Tespitinin Değerlendirilmesi 109
4.2.3. Diğer Fiziksel Özelliklerin Değerlendirilmesi 112
5.SONUÇ ve ÖNERİLER 115
6. ÖZET 116
7. SUMMARY 117
8. KAYNAKLAR 118
9. EKLER
EK. A: Örnek hasta kayıt formu 126
10. ÖZGEÇMİŞ 127

KISALTMALAR

mm^3	milimetre küp
mm^2	milimetrekare
ms	milisaniye
sn	Saniye
dk	Dakika
VHN	Vicker's sertlik değeri
Ra	Pürüzlülük değeri
MPa	Mega paskal
N	Newton
nm	nanometre
µm	mikro metre
mm	milimetre
ADA	American Dental Assosiation
Ort	Ortalama
SS	Standart Sapma
USPH	United States Public Health Service
CRA	Clinical Redearch Associates
M-L	Moffa-Lugassy
Min	minimum
Maks	maksimum
Hz	hertz

1.GİRİŞ

Rezin bir matriks ve çeşitli tip ve boyutta inorganik doldurucular içeren kompozit rezinler restoratif diş hekimliğinde en çok kullanılan materyallerden biridir. Kavite preparasyonlarının restorasyonunda amalgam yerine kompozit rezin ve adhesiv sistemlerin kullanılması son yıllarda popülerlik kazanmıştır. Adeziv restorasyonların sağlam diş yapısını koruma, mikro sızıntının azaltılması, postoperatif hassasiyetin önlenmesi, marjinal boyanma ve yeniden çürük oluşumunun önlenmesi ve fonksiyonel streslerin yapıştırılan yüzey aracılığıyla dişe iletilmesi gibi avantajları mevcuttur. Bunların yanında adeziv restorasyonlar sayesinde dişin güçlendirilmesi, dişin estetiğinin yeniden sağlanması ve preparasyonsuz veya çok az bir preparasyonla dişin yeniden konturlanması sağlanabilir (Moszner ve Salz 2001).

Dental kompozitlerin mekanik özelliklerinin partikül büyüklüğü ile kontrol edilebildiği iyi bilinmektedir. Bu sebeple dental kompozit rezinlerin sıkışma dayanımı, kırılma sertliği ve aşınma dayanımı gibi mekanik özelliklerinin doldurucu partikül büyüklüğü ile ilişkisi çeşitli çalışmalarla araştırılmıştır (Turssi ve ark. 2005). Modern kompozit rezin sistemler quartz, kolloidal silika, baryum kaplanmış silika cam, strontium vb gibi inorganik doldurucular içerir. Bu doldurucuların oranı genellikle ağırlıkça %70-80 arasında; partikül büyüklükleri ise 0.4µm- 85µm arasında değişmektedir. Pratik limitler dahilinde daha yüksek yüzdede doldurucu partikül içeriği, daha düşük yüzdede rezin matriks içermesine izin vereceği için kompozitin daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmasını sağlar. Son 30 yıldır bu materyallerin fiziksel özelliklerinde iyileştirme yönünde meydana gelen gelişmeler onların kullanımlarının kolay olmasında ve daha uzun ömürlü olmalarında önemli avantajlar sağlanmasına neden olmuştur.

Yüksek aşınma dayanımı, estetik materyallerin dayanımı ve uzun ömürlülüğüne katkıda bulunacağı için, aşınmaya dayanıklı dental materyaller dişhekimi ve hastalar için ön şart olarak kabul edilmiştir. İdeal olanı dental restoratif materyallerin aşınma derecelerinin mineye benzer olmasıdır. Son yıllarda dental pazara sunulmuş olan yeni jenerasyon nano boyutlu doldurucu içeren kompozit rezin materyaller, hem ön hem de arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılabilmektedir. Bu tip kompozit rezinlerin, aşınma direncinin daha yüksek olduğu ve bu

materyallerle yapılan restorasyonların daha uzun ömürlü olacağı vaat edilmektedir (Blalock ve ark. 2006).

Son zamanlarda yapılan çalışmaların büyük bir çoğunluğu kompozit rezin materyalin aşınma direnci, mikro sertlik ve bükülme dayanımı gibi fiziksel veya mekanik özelliklerini artırmaya yoğunlaşmıştır (Gladys ve ark. 1997). Her ne kadar önemli gelişmeler sağlansa da kompozit rezinler *in vivo* uzun dönem kullanımlarda hala önemli derecede aşınma sergilemektedirler. *İn vivo* aşınma ölçümleri zaman alıcı ve karışık işlemler olduğu için, aşınma derecesini saptamak için çeşitli aşınma simülatörleri geliştirilmiştir. Bu çalışmalarda farklı restoratif materyallerin ağız ortamı taklit edilerek aşınma dereceleri saptanmıştır (Söderholm ve ark. 2001, Ohlmann ve ark. 2007). Günümüzde kompozit rezin formülasyonundaki yenilikler ve kompozit yerleştirme tekniklerindeki yeni gelişmeler direkt kompozit uygulamalarını daha güvenilir kılmaktadır.

1.1.Kompozit Rezin Nedir?

İki veya daha fazla farklı bileşenden oluşan dental kompozit rezinler bir organik matriks ve ara bağlayıcı ajan uygulanmış inorganik doldurucu partiküllerin polimerizasyonu indükleyen bir sistem içerisinde birleştirilmesinden oluşurlar (Philips 1981). Dişhekimliğinde kullanılan ilk kompozit rezin 1960 yılında üretilmiştir (Baum ve ark. 1985). Kimyasal olarak polimerize olan bu materyallerin, Sınıf III, IV ve V kavitelerde kullanılması önerilmiştir. Ancak doldurucu parçacıların büyük ve yoğunluğunun düşük olması cila özelliklerini olumsuz yönde etkilediğinden restorasyonların zaman içerisinde renklendiği saptanmıştır (O'Brien 2002). Kompozit rezinlerde en önemli adım, 1970'lerde ışıkla polimerize olan rezinlerin geliştirilmesidir. Yapılan araştırmalar, ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin aşınma dirençlerinin ve renk stabilitelerinin kendi kendine polimerize olana göre çok daha iyi olduğunu göstermiştir (Baum ve ark. 1985). 1980'lerde arka grup dişlerde kullanılmak amacıyla özel olarak geliştirilmiş ilk posterior kompozit rezinler üretilmiştir. Bu kompozit rezinlerde doldurucu parçacık boyutları azaltılıp, doldurucu miktarı arttırıldığından aşınma direnci artırılmaya çalışılmıştır. Daha sonraki yıllarda, kompozitlerin yapısına katılan parçacık büyüklüklerinin 0,6-0,7 μm'ye kadar indirilmesiyle, restorasyonnun yapısındaki partiküller daha üniform bir yapıda olduğundan fiziksel özellikleri daha iyi, nispeten kaviteye uygulanmaları

kolay ve cilalama işlemleri daha iyi olan kompozit rezinler geliştirilmiştir (Hickel ve ark. 1998).

1.1.1.Direkt Restorasyon Materyali Olarak Kullanılan Kompozit Rezinler ve Sınıflandırılması

1.1.1.1.Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

A) Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler: Bu ürünler iki pastalı sistemlerdir ve kimyasal sertleşmeyi başlatmak için birinci pastada benzoil peroksit serbest radikalleri, diğerinde ise tersiyer amin içermektedirler. Bu iki pasta karıştırıldığında serbest radikaller ortaya çıkar ve polimerizasyon sürecini tetikler. Karıştırma ile birlikte polimerizasyon süreci başladığı için uygulayan kişinin kompozit materyali polimerizasyon tamamlanmadan önce preparasyona yerleştirmek ve kondanse etmek için çok az zamanı vardır. Çalışma zamanının yetersizliği dezavantajının yanında, hazırlama aşamasındaki karıştırma homojen yapılamadığı zaman polimerizasyon reaksiyonunun tüm kompozit kütlesinde düzgün bir biçimde gerçekleşememe ihtimali de vardır (Baum ve ark. 1985).

B. Ultraviyole (UV) ışıkla polimerize olan kompozitler: Daha sonra polimerizasyonu sağlamak için alternatif bir teknik olarak Ultraviyole (UV) ışık kullanımı ortaya atılmış (Cook 1980), ancak polimerizasyonu sağlamak için gerekli olan UV cihazlarının bazı güvenlik problemleri sergilemeleri sebebiyle bu teknik yerini görünür ışıkla polimerizasyona bırakmıştır (Baum ve ark. 1985).

C. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitler: Görünür ışıkla polimerize olan kompozitler içerilerinde mavi ışıkla aktive edilebilen kamforakinon içerir. Kamforakinon yaklaşık 470 nm dalga boyu ışığa maruz kaldığında, monomerin polimerizasyon reaksiyonunu başlatan serbest radikallerin oluşmasını sağlayan iki keton reaksiyonu oluşturur. Günümüzde bu ışık genel olarak quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynakları ve LED (ışık yayan diyotlar) ışık kaynaklarından elde edilir (Bennett ve Watts 2004).

D. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler: Bu tür rezinlerinde kimyasal polimerizasyonun yanında fotokimyasal olarak ilave bir polimerizasyon da sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesinden

endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu sistemler, özellikle rezin simanlarda kullanılmaktadır (Dayangaç 2000).

1.1.1.2.Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

A. Kondanse olabilen kompozit rezinler: Bu tür kompozit rezinlerin yapısı, hibrit kompozitlerden farklı olup, hibrit kompozitlere oranla daha yüksek oranda doldurucu içerirler ve doldurucu dağılımı da farklıdır. Aşırı basınç altındaki arka grup dişlerin restorasyonunda, amalgama benzer şekilde uygulanırlar. Materyalin yapışkan olmaması ona manüplasyon kolaylığı sağlar. Sınıf II restorasyonlarda metal matriks bandı ve kama kullanılarak kolayca fizyolojik interproksimal kontak sağlanabilmesi ve restorasyonun tek kütle halinde sertleştirilebilmesi önemli avantajlarıdır (Manhart ve ark. 2000).

B. Akışkan kompozit rezinler: Kavite geometrisinin her zaman ideal koşullarda sağlanamadığı adeziv preparasyonlarda, oluşan polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilen akışkan kompozit rezinler; kondanse olabilen kompozitlerin altında ve restorasyon yüzeyinde ve kenarlarında kalan mikroçatlakların kapatılmasında kullanılabilmektedir. Şırınga sistemleri sayesinde uygulanımları kolaydır (Labella ve ark. 1999).

1.1.1.3. Partikül Büyüklüğünü Temel Alan Sınıflamaya Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

- Geleneksel (makrofil ve midifil)
- Küçük partiküllü makro dolduruculu (fine particle)
- Mikro dolduruculu
- Hibrit kompozit rezinler olarak sıralanabilir (Baum ve ark. 1985).

A. Geleneksel kompozit rezinler: Ağırlıkça %70-%80 (hacimce %60-%70), 50–100 μm boyutunda doldurucu partikül içerir. Pürüzlülük, boyanma ve renk değişikliğine uğrama gibi dezavantajları vardır. Renk değişikliği UV ışık ile sarımsı bir renk alan tersiyer amin varlığı sebebiyle, genellikle 18–24 ay içerisinde oluşur. Yüzey pürüzlülüğü materyalin ömrüne bağlıdır. Rezin matriks içerisindeki doldurucu partiküllerin zamanla kaybedilmesi sonucu oluşan koparma (plucking) etkisi

sebebiyle artış gösterir. Cilalanma yetersizliği, boyanma ve renk değişikliğine eğiliminden dolayı günümüzde pek sık kullanılmaz. Geleneksel kompozitler genellikle makro dolduruculu olarak da bilinir (Baum ve ark. 1985).

B. Küçük partiküllü makro dolduruculu (fine particle) kompozit rezinler: Ağırlıkça %70-%80 ve 1–5 μm boyutunda doldurucu partikül içerir. Çekme ve basma dayanımı ile kırılma dayanımı yüksek ve cilalanması iyidir. Bu Kompozit rezinler dayanım özelliklerinin iyi olması sebebiyle sınıf IV kaviteler ve büyük diastemaların kapatılmasında tavsiye edilirler (O'Brien 2002).

C. Mikro dolduruculu kompozit rezinler: Ağırlıkça %35-%40 ve 0,02–0,04 μm boyutunda silikon dioksit doldurucu partikül içerir. Yüksek oranda cilalanabilir ve mükemmel estetik sonuçlar elde edilir. Ağır stres oluşan bölgelerde kullanılmamalıdır. Çünkü bu tip bölgelerde kullanıldığında sıklıkla marjinal kenarlarda veya kütlesinde kırılmalar oluşur. Düşük kırılma dayanımları sebebiyle sınıf IV lezyonların restorasyonunda kullanılmamalıdır. Genel olarak fiziksel özellikleri küçük partiküllü (fine partiküllü) kompozit rezinlerden daha düşüktür. Çünkü doldurucu içerik yüzdeleri daha düşüktür. Diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında ısısal genleşme katsayıları ve basma dayanımları yüksek, elastiklik modülleri, çekme dayanımları ve kırılma dayanımları düşüktür. Çünkü bu iki bileşen ara yüzeyindeki bağlantı sıklıkla daha zayıftır. Mikrofil kompozit rezinler genellikle makro dolduruculu ve geleneksel tip kompozitlerle karşılaştırıldığında azalmış polimerizasyon derinliği gösterirler (Lang ve ark. 1992).

D. Hibrit kompozit rezinler: Ağırlıkça %70-%80 ve 0,04 μm ve 1–5 μm boyutunda farklı doldurucu partiküller içerir. Ortalama partikül büyüklüğü genellikle 0,6 μm'dir. Bazı araştırmacılar hibrit ve mikrohibrit olarak ayırım yaparlar (Venhoven ve ark. 1996). Ortalama doldurucu partikül büyüklüğü 1μm ve üzeri olanlar *hibrit*; ortalama doldurucu partikül büyüklüğü 1 μm'nin altında olanlar *mikrohibrit* olarak tanımlanır. Genellikle radyoopaktırlar. Fiziksel özellikleri, geleneksel kompozit rezinlerle, küçük partiküllü makro dolduruculu rezinler arasındadır. Kırılmaya dirençlidir (O'Brien 2002).

1.1.2. İndirekt Restorasyon Materyali Olarak Kullanılan Kompozit Rezinler

Rezin esaslı kompozit materyaller hasta ve hekim için önemli avantajlara sahip olsalar da polimerizasyon büzülmesi ve özellikle yüksek sterse maruz kalan arka bölgelerde mekanik özelliklerinin yetersiz olması gibi önemli dezavantajlara sahiptir (Irie ve Suzuki 2001). Bu durumlarda ısı ve basınç ile polimerizasyonları ağız dışında tamamlanabilen indirekt inley restorasyonları tercih etmek bu dezavantajları ortadan kaldırabilir (Dietschi ve Spreafico 1997). Hastadan ölçü alınanak indirekt model üzerinde hazırlanan bu restorasyonlar laboratuvar ortamında özel fırınları ile ısı, ışık ve basınç ile sertleştilir ve daha sora hastaya uyumlanarak resin simanlarla yapıştırılır. Ağız dışarısında yapılan polimerizasyon, oluşacak materyal içi streslerin azaltılmasına ve fiziksel ve mekanik özelliklerin iyileştirilmesine yardımcı olacaktır (Asmussen ve Peutzfeldt 1990). Isı ve basınç ile polimerizasyonu tamamlanan sınıf II restorasyonların sağlam dişe benzer elastik biyomekaniğinin olduğu gösterilmiştir (Ausielloa ve ark. 2004). Rezin kompozit inleyler kabul edilebilir klinik sonuçlar göstermiştir (Thordrup ve ark. 2001) .

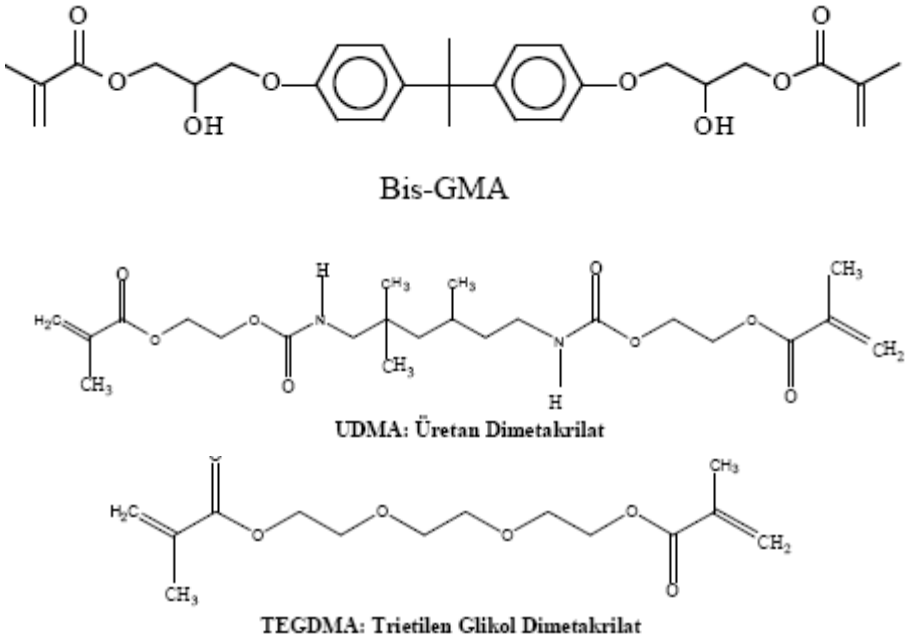
1.2. Dental Kompozit Rezin Materyallerin İçeriği

Rezin materyaller genellikle üç temel içerikten oluşur. Bunlar organik rezin matriks, inorganik doldurucu partiküller ve ara bağlayıcı ajanlardır. Kompozit rezin materyal içerisinde bulunan diğer bileşenler; renk sabitleyiciler ve renk pigmentleri, polimerizasyon sağlayan aktivasyon sistemleridir (Bayırlı ve Şirin 1985).

1.2.1. Organik Rezin Matriks

Organik rezin matriks, bisphenol A glycidyl methacrylate (bis-GMA) veya urethane dimethacrylate (Şekil 1.1) gibi yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerden oluşmaktadır. Bis–GMA 1960'ların başında Rafael BOWEN tarafından geliştirilmiş aromatik bir metakrilattır (Baum ve ark. 1985). Terminal metakrilat grupları, serbest radikal polimerizasyonunu sağlayan bölgelerdir ve merkez çevresinde iki benzen halkasına sahip oldukları için nispeten sert polimerler oluştururlar. Bis-GMA'nın iki dezavantajı; sorgulanabilir renk stabilitesi ve yüksek viskozitesidir (Khatri ve ark. 2000**)**. Bis-GMA'nın yüksek viskozitesini düşürmek için üreticiler rezin matriks içerisine düşük moleküler ağırlıklı (düşük viskoziteli) triethyleneglycol

dimethacrylate (TEGDMA) ve ethyleneglycol dimethacrylate (EGDMA) monomerlerini ilave etmiş ve böylece viskozite azaltılırken çapraz bağ miktarı ve sertliği artırılmıştır. Organik rezin matriks olarak sıklıkla kullanılan bir diğer monomer de urethane dimethacrilate (UDMA)'dır. Bu monomer 1974 yılında düşük viskoziteli bir materyal olarak üretilmiştir. Bis-GMA esaslı rezin materyallerin UDMA esaslı rezin materyaller üzerine üstünlüğü hiçbir çalışmada gösterilememiştir (Peutzfeldt 1997).



Şekil 1.1. Sık kullanılan monomerlerin kimyasal formülleri

Kompozit rezinlerde kullanılan ve çoğunlukla dimetakrilat karışımlarından elde edilen monomer matriks sistemlerinin bazı temel gereksinimlere sahip olması zorunludur. Bunlar; toksisitesinin olmaması, stabil olması, polimerizasyondan sonra dayanıklılık, sabitlik ve sertlik gibi özelliklerdir. Restoratif kompozit rezinlerde kullanılan monomerlerde olması gereken bazı temel gereksinimler ve sonuçları Çizelge 1.1'de gösterilmiştir (Moszner ve Salz 2001). Rezin esaslı kompozit restoratif materyallerin hepsinde rezin matriks, polimerizasyon esnasında hacimsel büzülmeye uğramaktadır (Cattani-Lorente ve ark. 2003). Restorasyon materyali olarak geliştirilen yeni monomerlerle kompozitlerin yetersiz aşınma dayanımı ve polimerizasyon büzülmesine bağlı marjinal sızıntı gibi eksikliklerinin üstesinden gelmek amaçlanmıştır. Bunlardan başka, kompozitlerin mekanik özelliklerini

artırmak için çapraz bağlı monomerler sentezlenmiştir. Bunların içinde; açık halkalı monomerler: spiro orthocarbonate, cyclic ether, cyclic acetal ve allyl sulfit, vinylcylopropane**,** likit kristalin monomerler**,** kompomer için monomerler**,** ormoserler**,** radyoopak monomerler (Moszner ve Salz 2001) ve Siloranlar (Weinnman ve ark. 2005) sayılabilir.

Çizelge 1.1. Restoratif kompozit rezinlerde kullanılan monomerlerde olması gereken temel gereksinimler ve sonuçları.

Kompozit rezinlerin gereksinimleri	**Bu gereksinimlerin sonuçları**
Düşük hacimsel büzülme veya polimerizasyon esnasında genleşme	Marjinal açıklık oluşumu gözlenmez, kompoziti yerleştirmek kolaylaşır
Yüksek derecede polimerize olma.	Kısa polimerizasyon zamanı gerektirir.
Çapraz bağ özelliklerine sahip olma	Restorasyon maddesinde yeterli mekanik özellikler sağlanır.
Polimerize olmuş materyalin düşük su emilimi ve 60°C sıcaklıktan sonra ısısal genleşme	Restorasyonnun uzun dönem stabilizasyonu sağlanmış olur.
Oral çevre şartlarına mükemmel direnç	Kompozit polimerizasyonunda hata derecesinde düşme olur.
Dental doldurucu varlığında depolama stabilizasyonu	Kompozit hazırlanmasında uzun süre denenmiş dolduruculların kullanılabilmesi sağlanır.
Polimerize olmuş materyalin yüksek renk ve ışık stabilitesi	Uzun dönem estetik sağlanmış olur.
Düşük oral toksisite ve mutojenik-karyojenik etkinin olmaması	Hasta ve hekim için minimum toksikolojik risk olur.

1. Açık halkalı monomerler

a) Spiro Orthocarbonate' lar: Spiro orthocarbonates (SOC), spiro orthoesters (SOE) veya bicyclic orthoesters (BOE) gibi polisiklik açık halkalı monomerler polimerizasyon esnasında sıfıra yakın büzülme veya genleşme gösterirler ve yüksek dayanım gücüne sahip adezivlerin ve gerilimsiz kompozit rezinlerin üretilmesinde kullanılabilirler (Bailey 1989). Ancak SOC'ın dental kompozit rezin formülasyonu içerisinde değerlendirilmesinde, serbest radikal polimerizasyonu ile sertleşen kompozit rezinlerde metilen vekili SOC monomerlerinin kullanılması birtakım dezavantajlar gösterir (Moszner ve Salz 2001).

Spiro Orthocarbonates' ın dezavantajları;

- Kristalin SOC limitli bir çözünürlük gösterir; kompozit rezin formülasyonu içerisine yüksek miktarda SOC içerik eklemek zordur.
- SOC monomerleri metakrilatlardan belirgin olarak daha az reaktifdir. Belirgin olarak daha uzun polimerizasyon süresi gerektirir.
- Oda sıcaklığında tamamlanmayan açık halka varlığı sebebiyle polimerizasyon büzülmesinin azaltıcı potansiyeli düşüktür.
- Su, asidik bileşenler ve doldurucular karşısında hassasiyet sebebiyle polimerize edilmemiş kompozit pastanın depolama raf ömrü azdır.
- SOC'un polimerleri düşük UV stabilitesi gösterir. Polimerize olan kompozit rezinler renklenmeye meyillidir.

b) Cyclic Ether' ler: Son zamanlarda katyonik fotopolimerize olabilen epoksi monomerleri temel alan rezin restorasyon kombinasyonlarının uygulanması üzerine patent çalışmaları artış göstermektedir. Özellikle çapraz bağlı sikloalifatik (cycloaliphatic) epoksi bileşikler merak uyandırmaktadır. Çünkü bu monomerler dental metakrilat rezinlerden daha az büzülme gösterirler. Ayrıca bu epoksi rezinler katyonik fotopolimerizasyon ile kabul edilebilir zaman aralığında polimerize olabilecek kadar reaktiftir ve dental görülür ışık cihazları ile yeterli derinlikte polimerize olabilirler. Cyclic eterleri temel alan kompozit rezinler dimetakrilat materyallerle karşılaştırıldıklarında bazı avantajlar gösterirler. Fakat bu avantajlara rağmen, cyclic eterlerin katyonik açık halkalı polimerizasyonları halen bir takım

problemler oluşturur ve bu problemler günümüzde de henüz tamamen çözülememiştir (Crivello ve Lohden 1996).

c) Cyclic acetal'ler ve allyl sulfid'ler: Cyclic ketene acetal'ler serbest radikallerle veya katyonik açık halkalı olarak polimerize olabilirler (Reed ve ark.1991). Ancak 2-methylene-1,3-dioxepanes belirgin olarak metakrilatlardan daha az reaktiftir ve bu olay kabul edilemez uzun polimerizasyon zamanı ile sonuçlanır. Cyclic allyl sulfidlerin dental materyal olarak uygulanamamasındaki temel problem, metakrilatlarla karşılaştırıldıklarında bu monomerlerin daha az reaktif olmaları ve sertleşmiş polimerlerin amorf yapılarının yüksek flexibilitesidir (Moszner ve Salz 2001).

d) Vinylcyclopropane'lar: 2-vinylcyclopropane iyi bilinen, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip serbest radikal polimerizasyonu sağlanabilen monomerdir. Çapraz bağlı vinylcyclopropane'ların metakrilatlardan daha az reaktif olduğu bulunmuştur. Bu sebeple vinylcyclopropane ve metakrilat içeren hibrit monomerler sentezlenmiştir (Moszner ve ark. 1997). Çapraz bağlı vinylcyclopropane düşük oral toksisite göstermiştir. Mutajenik etkisi yoktur ve sıklıkla kullanılan metakrilatlardan daha az sitotoksiktir. Çapraz bağlı vinylcyclopropane'lar nem, asit veya inorganik doldurucuların varlığında stabil kalmışlardır. Çapraz bağlı vinylcyclopropane'ların bu özellikleri ve polimerizasyon esnasında düşük hacimsel büzülmesi dental restorasyon materyali içerisinde kullanılabilen monomer olarak dikkat çekicidir. Bu monomerle dental kompozit rezinin büzülme kinetikleri modifiye edildiğinde *in vitro* çalışmalarda marginal hata ve mikrosızıntı miktarında azalma sağlanmıştır (Moszner ve ark 1998).

2. Likit kristalin monomerler

Cylic monomerlerin açık uçlu polimerizasyonlarına ilaveten önceden düzenlenmiş likit kristalin veya dallanmış çapraz bağlar kullanımı, ışık ile polimerizasyon esnasında düşük büzülme sağlamanın ikinci basit yoludur. Likit kristalin çapraz bağlı monomerler düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olmaları, düşük viskozite ve yüksek monomer dönüşümleri sebebiyle polimerize edilebilen kompozit rezinlerde matriks monomer olarak umut vericidirler. Ancak kompozit rezin içerisindeki izotropik likit komonomerler ve doldurucular gibi diğer bileşikler

likit kristal oluşumunu etkilemektedir. Bu sebeple likit kristal monomer sentezi daha pahalıdır (Rawls ve ark. 1997).

3. Kompomer için monomerler

Işıkla sertleşen dental kompozitlerin bir çeşidi kompomerlerdir ve poliasit modifiye kompozit rezinler olarak da bilinir. Kompomer terimi kompozit ve cam iyonomerin kombinasyonundan türetilmiştir. Kompomer, cam iyonomerlerden iyi bilinen alumino fluorosilikat cam partikülleri, baryum veya stronsiyum ve silanize kalsiyum ile güçlendirilmiş asit modifiye dimetakrilat içeren, su içermeyen, tek komponentli, ışıkla sertleşen kompozit rezindir. Kompomerler cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini ve klinik dayanımlarını artırmak için geliştirilmiştir (Wilson ve Mclean 2004). Kompomerler oligomerik poliakrilik asidin glycidyl metakrilat ile reaksiyonu sonucu üretilmiş oligomerik poliasitleri temel alır. Kompomerler her ne kadar kompozit rezinlerin ve cam iyonomerlerin olumlu özelliklerini birleştirmek için geliştirilmiş olsa da kompomerlerin özellikleri cam iyonomerden çok kompozitlere benzerdir (Meyer ve ark. 1998).

4. Ormocerler

Geleneksel kompozit restorasyon materyallerine ilave olarak ormocer olarak adlandırılan yeni bir grup inorganik ve organik dental materyal geliştirilmiştir (Rosin ve ark. 2003). Ormocerler (organically modified ceramic) karbon yerine uzun ‘‘backbone’’ silikondan oluşur. Bu silikonun karbon-karbon çift bağları içeren kenar zincirleri işlenmiştir. Geleneksel polimerizasyon başlatıcılar ile polimerizasyonu sağlanır. Monomer molekülünün büyük boyutu sayesinde bu sistem polimerizasyon büzülmesini ve aşınmayı azaltıp, monomer salınımında azalmaya sebep olabileceği için kompozir rezinler için matriks olarak kullanımı ilgi çekici olmaktadır (Bottenberg ve ark. 2007). Burada amaç polimerizasyon büzülmesini azaltmak, biyouyumluluğu, abrazyon dayanımını ve marjinal adaptasyonu artırmaktır (Bauer ve ark. 1995). Ancak laboratuvar çalışmalarında bu özelliklerinin hepsi doğrulanamamıştır. Piyasada bulunan ormocer restoratif rezinlerin hiç biri, klinik çalışmalarla karşılaştırmalı olarak incelenmemiştir (Bottenberg ve ark. 2007). Ormocer teknolojisini temel alan ve şu anda piyasada bulunan kompozit restorasyon maddeleri katıksız ormocer sistemleridir. Yoğun olan materyalin viskozitesini

ayarlamak için dilüe edici monomerler kullanılır. Reaksiyona girmeyen bileşenlerin uzaklaşmasını önlemek için en az monomerle biyouyumlu bir formülasyon hazırlamak gerekir. Geleneksel dental kompozitlerle karşılaştırıldığında abrazyon dayanımı gibi fiziksel özelliklerinde memnun edici bir gelişme henüz sağlanamamıştır. Saf metakrilat sistem ile polimerizasyon büzülmesinde belirgin azalma oluşturmak mümkün değildir. Açık halkalı polimerize olabilen gruplarla kombinasyonu gerekmektedir. Ancak açık halkalı vinylcyclopropanlar sol-jel sistemlerle kombine edilebilecek kadar reaktif değildir (Moszner ve Salz 2001).

5. Radyoopak monomerler

Posterior bölgede kullanılan restoratif materyaller, dişhekiminin sekonder çürük varlığını, marjinal kırıkları ve diğer eksiklikleri kesin bir şekilde tespit edebilmesi için iyi derecede radyoopasite sergilemelidir. Yeterli radyoopasite aynı zamanda kontak noktasını ve aproximal konturu izlememize de olanak verir (Bouschlicher ve ark. 1999). kompozit rezinleri radyografla tespit edebilmek için radyoopasitesinin %300 Al'den yüksek olması gerekmektedir (Noack 1993). Genellikle kompozit restorasyon materyallerinin radyoopasiteleri X ışınlarını emen ya da yansıtan doldurucularla sağlanır. Akışkan kompozit rezinler gibi doldurucusuz ya da düşük dolduruculu kompozit rezinler, radyoopasite gereksinimini yeterince karşılayamazlar (Murchison ve ark. 1999). Bu sebeple radyoopasite radyoopak polimer matriksler sayesinde sağlanmalıdır. Radyoopak polimer matriks elde etmenin iki yolu vardır, ağır metal içeren monomerler ya da iyodin–bromin artıklar içeren monomerlerdir. Metal temelli monomerlerin dezavantajı materyalin mekanik özelliklerinde azalmaya neden olmasıdır. Aynı olay çinko veya baryum akrilat kullanıldığında da gözlenmiştir (Davy 1982).

6. Siloranlar

Dental kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacı ile geliştirilen bir diğer monomer de silorandır. Siloranlar, siloksan ve oksiranların kimyasal yapılarının birleşmesi ile oluşurlar. Bu monomer sistem ile düşük büzülmeli, yüksek oranda reaktif ve biyouyumlu kompozitler üretilmesi amaçlanmıştır. Siloksan kısmı ile kompozitlerin su emilimi ve renk stabilizasyonu gibi fiziksel özellikleri için önemli olan hidrofobik özellik sağlanmış; Siklo alifatik oksiran kısmı ile de katyonik açık halkalı polimerizasyon oluşturularak polimerizasyon büzülmesinin azalması sağlanmıştır. Weinmann ve ark. (2005) yaptıkları çalışmada siloran teknolojisi sayesinde polimerizasyon büzülmesi ve streslerinin en aza indirildiğini ve yüksek reaktifliği sebebiyle klinik olarak başarılı kompozitlerle karşılaştırılabilir mekanik özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir.

1.2.2. İnorganik Doldurucular

Kompozitler içerisinde çok değişik şekil, boyut ve kimyasal bileşimden oluşan doldurucular kullanılmaktadır. Kompozit rezin materyallerin bu fazı kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin en önemli belirleyicisidir. Kompozit rezinin mekanik özellikleri doldurucu partiküllerin nasıl elde edildiği ve materyale hangi oranda katıldıkları ile ilişkilidir. Doldurucu partiküller organik fazın mekanik ve fiziksel özellikleri artırmak için organik faz içerisine katılır bu sebeple ne kadar fazla katılabilirse o kadar fayda sağlanır. İnorganik oldurucular kompozit materyalin ısısal genleşme katsayısı ve polimerizasyon büzülmesini azaltır, radyo opaziteyi sağlar, estetik sonuçları güçlendirir (Labella ve ark. 1999). Kompozit rezin içerisindeki doldurucu partiküller materyalden materyale değişmekle birlikte; kolloidal silika, baryum silikat, stronsiyum/borosilikat cam, quartz, çinko silikat, lityum alüminyum silikat veya silikon dioksit gibi moleküller kullanılmaktadır. Bunların her biri diğerlerinden farklı karakteristik özelliklere sahiptir (Ferracane 1995).

- Quartz çok stabildir, fakat cilalanması zordur ve karşıt dişi aşındırabilir. 1970'lerden bugüne en çok kullanılan doldurucu partikül quartz olmuştur. Çünkü kimyasal olarak inerttir ve yüksek ışık kırıcı indekse sahiptir. Quartz'ın

dezavantajları; ısısal genleşme katsayısının ve aşındırma oranının yüksek olması, radyoopak olmamasıdır (Ferracane 1989).

- Baryum silikat, orta sertlikte ve radyoopaktır. Kolloidal silika, inert, 0.1 μm'dan daha küçük çaplı, ısısal genleşme katsayısı düşüktür. Kompozitin kondansasyon ve cilalanma özelliğini artırır (Ferracane 1995).

Günümüzde daha sık kullanılan asıl doldurucular boroslikat ve lityum aliminyum silkatlardır. Bir çok kompozitde quartzın yerini radyoopak olan baryum, stronsiyum, çinko, aliminyum veya zirkonyum gibi ağır metak partikülleri almıştır (Moszner ve Salz 2001, Xu 1999).

Kompozitler içerisine konulan doldurucu partiküller büyüklüklerine göre şöyle sınıflandırılmaktadır;

- Makro doldurucular; 10-100 μm büyüklüğünde,
- Midi doldurucular; 1-10 μm büyüklüğünde,
- Mini doldurucular; 0,1-1 μm büyüklüğünde,
- Mikro doldurucular 0,01-0,1 μm büyüklüğünde,
- Nano doldurucular 0,005-0,01 μm büyüklüğündedir.

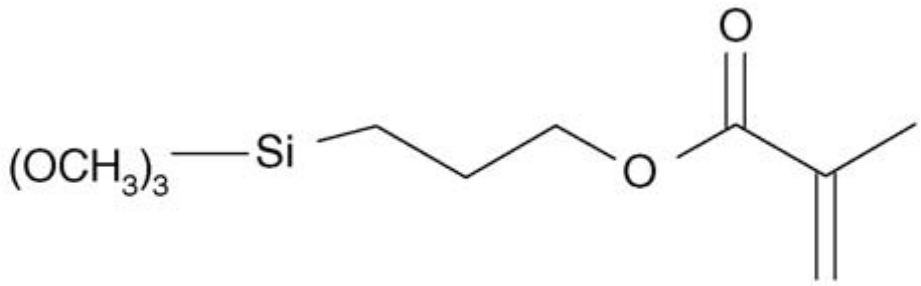
Kompozit rezilerin cilalanabilirliği, doldurucu partiküllerin boyutu ile ilişkilidir. Genellikle partikül boyutları küçük olan kompozit rezin ile yapılan restorasyonların cilası daha kolaydır ve daha estetik bir bitirme sağlanabilir. Kompozit reziler içerisindeki doldurucu partikül oranları, terim olarak ağırlıkça ve hacimce olarak vurgulanır. Ağırlıkça olan doldurucu yüzdesi hacimce olan doldurucu yüzdesinden daha büyüktür. Kompozit rezilerin fiziksel özellikleri kompozit içerisindeki doldurucu partiküllerin miktarı ile ilişkilidir. Daha yüksek yüzdede doldurucu partikül içeriği, Kompozit rezilerin daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmasını sağlar (Ikejima ve ark. 2003). Bu teknoloji aynı zamanda ön ve arka bölge dişlerin restorasyonunda kullanılabilecek yeterli mekanik özelliklere sahip kompozit rezin üretilebilmesini sağlar (Meyer ve ark. 2003). Çünkü daha düşük yüzdede rezin matriks barındırır. Yüksek dolduruculu kompozitlerde ısısal genleşme katsayısı, su emilim miktarı ve polimerizasyon büzülmesi azalırken, elastik modülü, çekme dayanımı ve kırılma dayanımı artar (Ikejima ve ark 2003).

Kompozit rezinleri güçlendirmek için yapılan çalışmalar ve nanopartiküller (Nano Dolduruculu Kompozitler)

Günümüzde yapılan çalışmaların büyük bir çoğunluğu kompozit materyalin aşınma direnci, bükme dayanımı ve yüzey sertliği gibi fiziksel ve mekanik özelliklerini artırmaya yoğunlaşmıştır. Günümüzde bu alanda meydana gelen en önemli gelişme nanoteknolojinin rezin kompozitlere uygulanabilmesidir. Nanoteknoloji çeşitli kimyasal ve mekanik yollarla 0,1-100 nm boyutundaki çeşitli materyal ve yapıların üretilmesi ve kullanılması olarak bilinir (Beun ve ark. 2006). Doldurucu partikül boyutu hibrit kompozitlerde 8-30 µm ve mikro hibrit kompozitlerde 0,7-3,6 µm arasında iken günümüzde 5-100 nm boyutlarında yeni doldurucular geliştirilmiştir. Bunlara örnek olarak, doğal şekilli silikat nano doldurucular akrilik nano kompozitlerin dayanıklılığını ve sertliğini artırmaktadır (Moszner ve Klapdohr 2004). Nanoteknoloji içeriğinde zirkonyum/silika veya nanosilika partiküllerden yapılan, 25 nm boyutunda nanopartikuller ve 75 nm boyutunda nanotoplayıcılar bulunan yeni kompozit rezinlerin gelişmesini sağlamıştır. Bu doldurucular silan ile muamele edilir ve böylece bu doldurucular rezine bağlanabilir. Bu doldurucuların (toplayıcı ve nanopartikuller) dağılımı ve partiküller arasındaki düşük etkileşim kompozit içerisine yüksek oranda (%79.5) doldurucu yüklemeyi sağlar (Geraldi ve Perdiago 2003). Yüksek oranda doldurucu içerik sonucu olarak da polimerizasyon büzülmesinde azalma, bükülme ve kırılma dayanınımında artma sağlanmaktadır (Mitra ve ark. 2003).

1.2.3. Arabağlayıcı Ajan (Silan)

İnorganik doldurucu partiküller ve organik rezin matriksin birbirlerine yapıştırılmasını sağlayan ara bağlayıcı ajana silan denir. Silan kompozitin bütün performansı üzerine belirgin bir şekilde etkisi olan doldurucu ve rezin arasında dairesel bağlantıyı sağladığı için kritik bir öneme sahiptir (Pu ve ark. 1997). Silan bu özelliği doldurucu ile rezin matriks ara yüzeyindeki rezin kırılmasına sebep olan hidrolitik kırılmayı önleyerek, doldurucu ile rezin matriks arasında stres transferine izin verir. Silanın kalitesi direkt olarak kompozitin mekanik özellikleri, polimerizasyon stresleri ve dayanıklılığını etkiler (Musance ve Ferracane 2004). Doldurucu partikülleri rezin matrikse yapıştırmada sıklıkla kullanılan ara bağlayıcı veya silanlama ajanları organosilanlardır. En yaygın kullanılan organosilan gamma-methacryloxypropyltrimethoxy-silane (Şekil 1.2.) (γ-MPTS)'dır. Bu silan çift fonksiyonlu bir moleküldür. Silan gruplarının sonundaki hidroksil grubu ile doldurucu partiküle, diğer taraftaki metakrilat grup ile de kompozitin polimerizasyonu esnasında rezin matrikse bağlanır (Wilson ve Antonucci 2006).



Şekil 1.2. Gamma-methacryloxypropyltrimethoxy-silane (γ-MPTS)

1.2.4. Kompozit Rezin İçerisinde Bulunan Diğer Bileşenler

Kompozit rezinler içerisinde bulunan diğer içeriklerden biri de polimerizasyon başlatıcılar (tetikleyiciler)'dır. Kimyasal olarak aktive olan kompozitlerde benzoil peroksit ve tersiyer amin, serbest radikal kaynakları olarak bulunur. Tersiyer amin olarak N,N-dimethyl-p-toluidine ve N,N-dihydroxyethyl-p-toluidine kullanılır. Işıkla sertleşen kompozitlerde tetikleyici olarak kamforokinon (camphoroquinone) gibi diketon fotoaktivatörler; 4-N,N-dimethylaminophenythyl alkol gibi tersiyer alifatik aminlerle birlikte kullanılır (Hervás-García ve ark. 2006).

Kompozit rezinler içerisinde polimerizasyon önleyiciler de bulunur. Çünkü normal saklama koşullarında dimetakrilat monomerler kendiliğinden polimerize olmaktadır. Polimerizasyonu önlemek amacıyla hidrokinon'un monometileter'i kullanılır. Hidrokinon yalnız başına kullanıldığında renklenmeye sebep olduğu gözlenmiştir. Kompozit rezin içerisinde kullanılan diğer polimerizasyon önleyici bütillenmiş hidroxytoluene'dir (Hervás-García ve ark. 2006). Bunların haricinde kompozit içerisinde ultraviyole radyasyon emiciler de bulunur. Bunlar renklenmeye sebep olan elektromanyetik radyasyonu emerek renk stabilizasyonunu artırmak için kompozit rezin içerisine ilave edilirler. En sık kullanılan UV emici 2-hydroxy-4-methoxy benzophenone'dur (Hervás-García ve ark. 2006).

1.3. Dental Kompozitlerin Fiziksel Özellikleri

1.3.1. Aşınma Dayanımı

Aşınma; materyalin işlevsel koşullarda yüzeyinde meydana gelen net kayıptır. Aşınma fenomeni çoğunlukla kendiliğinden meydana gelen birçok faktöre bağlı bir olaydır. Oral kavitede mine ve dentinin aşınmasına birçok faktör sebep olmaktadır (Mair ve ark. 1996). Bunlar; antagonist dişin oluşturduğu okluzal kontaktlarla oluşan doğal aşınma (atrizyon), yiyeceklerin çiğnenmesi, diş fırçalama ve toz inhalasyonu ile oluşan aşınma (abrazyon), yiyecek ve içecek içerisindeki asitlerin saldırısı, endüstriyel asitlerin solunması ve kusma sebebiyle oluşan aşınma (erezyon)'dır (Teoh ve ark. 1998). Mine ve dentin de olduğu gibi restoratif materyallerde aşınmaktadır. Bunlarda aşınmanın derecesi restoratif materyalin tipine bağlı olarak değişmektedir. Restoratif materyaller içerisinde kompozitler

bileşimindeki değişikliklerin aşınmayı direkt olarak etkilemesi açısından tektir. Doldurucunun boyu, şekli, sertliği, doldurucu ile rezin matriks arasındaki bağlantının kalitesi ve polimer matriksin polimerizasyon derecesi kompozitin aşınma karakterini değiştirir. Bu sebeple kompozit materyalin bileşimi; sertlik, elastik modül, kırılma dayanımı, bükülme dayanımı gibi fiziksel parametreleri dolayısıyla da aşınma dayanımını etkilemektedir (Heintze ve ark. 2006).

Sürtünme bilimciler aşınmayı 5 şekilde tarif eder:

1) İki cisim abrazyonu: Bu aşınma sisteminde yüzeyler birbirlerini direkt kontak yaparak aşındırılırlar. Mikroskobik seviyede hiç bir yüzey pürüzsüz değildir, bu sebeple yüzeyler birbirleri ile pürüzlerin karşılaşması ile kontakt yaparlar. Hareket halinde bu pürüzler deforme olurlar veya kırılırlar. Sonuçta tüm bu pürüzlerin kırıkları ve mikroskobik kayıpların tamamı aşınma (wear) olarak gösterilir (Lamberchts ve ark. 2006). Molar dişlerin okluzal kontakt bölgelerindeki yıllık aşınma değeri yaklaşık olarak 41 μm dir (Lamberchts ve ark. 1989).

2) Üç cisim abrazyonu: Bu aşınma sisteminde yüzeyler aralarında bulunulan aşındırıcı parçacık karışımı ile aşındırılırlar. İki yüzey arasındaki basınç parçacıklara iletilir ve bu aradaki parçacıklar yüzeyler üzerindeki pürüzleri kırarlar. Ağız ortamında bu tip aşınma çiğneme esnasında meydana gelir ve peksimet, grenli ekmek gibi aşındırıcı diyetle beslenen hastalarda daha yaygın gözlenir (Lamberchts ve ark. 2006).

3) Fatiq aşınma: Yüzey moleküllerinin bazı hareketleri yüzey altına iletilerek yüzey altında moleküller arası bağın kopmasına ve yüzey altı hasar oluşmasına sebep olur. Sonuçta yüzey altında oluşan bu mikro kırıklar yüzeyle birleşirse o bölgede materyalin bir parçası kaybedilir ve fatiq aşınma oluşur (Mair 1991).

4) Sürtünme ve kimyasal aşınma (dental erezyon): Kendi doğruları içinde bu dental erezyon aşınma süreci içinde değildir. Ancak kimyasallar yüzeylerin moleküller arası bağını zayıflatır ve diğer aşıma süreçlerine potansiyel oluşturur. Mekanik diş aşınması ve kimyasal çözülme eşzamanlı olarak gerçekleşir (Lamberchts ve ark. 2006).

5) Adeziv aşınma: Bu aşınma iki yüzey arasında yüksek çekim gücü olduğunda oluşan soğuk kaynak durumunda pürüzler arasında oluşur. Hareket devam ettiğinde oluşan mikro kaynaklar orjinal birleşim çizgilerinin haricinde kırılırlar. Her ne kadar bu aşınma normalde metallerle ilişkili olsa da polimetilmetakrilatlar materyallerin biri birine bakan iki yüzünde de oluşabilir (Lamberchts ve ark. 2006).

1.3.1.1. Klinik Aşınma

Kompozitlerin cilalanabilirliğini ve aşınma direncini artırmak amacı ile üreticilerin daha küçük inorganik doldurucu içeren kompozitler geliştirmeye başlamasıyla dişhekimleri kompozite daha çok alışmış ve posterior restoratif olarak kompozit kullanımı hızlı bir şekilde artmıştır. Bu süre boyunca intraoral olarak oluşan aşınmayı ölçmek için birçok çalışma dizayn edilmiş ve materyaller arasındaki farklılıklar ortaya çıkmıştır (Ferreance 2006). Literatürde yapılan klinik çalışmaların çoğunda; klinik aşınmanın, anatomik formun ve marjinal bütünlüğün değerlendirilmesinde hem direkt hem de indirekt gözlem metotları kullanılmıştır (Leinfelder ve ark. 1986a, Köhler ve ark. 2000, Wassel ve ark. 2000). Klinik olarak ağız içinde aşınmanın tespit edilmesinde kullanılabilen yöntemler şunlardır;

a) Leinfelder Metodu: Leinfelder tarafından geliştirilen bu metot ağız içi aşınma tespitinde en sık kullanılan ölçüm metodudur (Leinfelder ve ark. 1986a). Bu metotta altı tane kalibre edilmiş klinik alçı model kullanılır ve aşınmadaki 100 μm lik artışı gösterilebilir. Gözlemciler arası hata payı 40 μm dir (Winkler ve ark 1996). Gerçek doğrusal bir skala değildir ve hassasiyet derecesi gözlemcilerin ayırt etme yeteneği ile sınırlıdır. Bu metot dikkatli uygulanmalıdır çünkü sonuçlar dikkatli alınmadığı takdirde, yanlış verilerin oluşmasına sebep olabilir.

b) Moffa-Lugassy (M-L) Metodu: Bu skala derinliği bilinen silindirik özre sahip 18 standart alçı model içerir ve aşınmanın erken dönemlerindeki 25 mikro metrelik artışı gösterilebilir (Moffa ve Lugassy 1986). Daha standart bir yöntem olmasına karşın bölgesel aşınmayı göstermemektedir (Blalock ve ark. 2006).

c) Vivadent skalası: Bu skala Leinfelder ve M-L metodunun bir kombinasyonudur ve aşınmanın tesbitinde daha fazla hassasiyet sergiler (Wassel ve ark.2000).

d) Mekanik ölçüm cihazları metodu: Okluzal aşınmanın saptanmasında daha objektif sonuçlara ulaşmak için bazı mekanik ölçüm cihazları kullanılmaktadır. Bu mekanik cihazlara örnek olarak laboratuvar skalaları, stereo mikroskoplar, ticari profilometreler, özel profilometreler, bilgisayara bağlı üçboyutlu ölçüm mikroskopları ve lazer profilometreleri verilebilir. Cihazın tipine bağlı olmaksızın, genelde hepsinin bazı yetersizlikleri vardır ve alçı modellerdeki kusurlar ve ölçüm cihazındaki kısıtlamalar sebebiyle bu cihazlarla elde edilen sonuçların standart sapmaları çok yüksektir (Lambrechts ve ark. 1984).

e) Diş yüzeylerinin sayısal haritalanması (3B' lu tarama) yöntemi: Günümüzde, diş yüzeylerinin sayısal haritalanması restorasyonun aşınmasının indirekt olarak incelenmesinde daha kesin bir mekanik metoda benzemektedir. Bu metotta yüksek derecede kesinlik sağlayabilecek üç teknik gözlenmektedir. Üç teknik arasındaki birincil farklılık gerçek ölçüm cihazına bağlıdır. Bu aşınma analizi metotlarının birincil faydası sayılabilir ve nitelikli olmalarıdır. Bu metotlar sayesinde kompozit rezinin ne kadar aşındığını ve aşınmanın yerini tespit etmek mümkündür.

Sayısal haritalama sisteminde var olan üç metot; ilk metot (Clinical Redearch Associates) CRA'nın (Bangerter ve ark.1987) geliştirdiği metot, ikincisi Minnesota sistemleri (Roulet ve ark. 1983) tarafından geliştirilen metot ve sonuncusu 3B lu lazer sayısallaştırma metodudur (Mehl ve ark.1993). CRA siteminde modifiye edilmiş laboratuvar mikroskobu, Minesota sisteminde bigisayar tarafından yönetilen tarama ucu varken, üçüncü sistemde yüksek hassasiyetli lazer kullanılır. 3B lu lazer sayısallaştırma metodu büyük klinik çalışmalarda kullanılabilir (Mehl ve ark. 1997). Bu sistemde bilgisayar tarafından yönetilen lazer, restorasyon bölgesinden elde edilen alçı modeli tarar ve dişlerin bilgisayar üzerinde 3B' lu yüzey modellerini oluşturur. Standart bir bilgisayar programı başlangıç modeli ile takip modelini birbirleri ile çakıştırarak bütün restorasyon üzerindeki aşınma miktarını ve aşınma bölgelerini hesaplar. Bu sistemde kullanılan otomatik program (Laser Scan 3D), 3B' lu model üzerinde 10 μm aşınmayı fark edip hesaplayabilir (Mehl ve ark.1997). Bu metodun uygulama süreci hızlı ve doğruluk oranının yüksek olması sebebiyle 3B' lu aşınmanın kompleks analizleri bir çok model üzerinde yapılabilmektedir. Normalize edilmiş 3B' lu lazer sayısallaştırma tekniğinin restorasyonların aşınmalarının

hesaplanmasında, subjektif incelemelerden çok daha etkili olduğu gösterilmiştir (Perry ve ark. 2000).

Leinfelder ve ark. (1986) 9 farklı kompozit rezin materyal üzerinde yaptıkları 3 yıllık klinik çalışma sonucunda USPHS (*United States Public Health Service*) kriterleri ile başlangıçta %100 A skor olan skorların %35-51 arasında azaldığını rapor etmişlerdir. Ölçü alınarak hazırlanan alçı modeller kullanılarak yaptıkları sayısal aşınma analizi sonucu kompozitlerin 30-50 μm aşındıkları bulunmuştur. Yine bu çalışmada zamanla kompozitlerin aşınmasının azaldığını gösterilmiş ve 6 aylık aşınma verileri ile 3 yıllık aşınma seviyesinin tahmin edilebileceğini ileri sürülmüştür (Leinfelder ve ark. 1986). Bu iddiaya rağmen klinik aşınma çalışmaları, aylar değil yıllar boyunca devam etmektedir (Ferreance 2006).

Heymann ve ark. (1986) İki mikrofil ve üç geleneksel toplam 5 kompozitle yaptıkları çalışmada, sınıf I ve II restorasyonların iki yıllık klinik performanslarını rapor etmişler, USPHS kriterleri ile başlangıçta %100 A skor olan anatomik form 2 yılsonunda %70–86' ya gerilediğini göstermişlerdir. Aynı zamanda retorasyonlardan alınan ölçülerden hazırlanan alçı modellerin ölçülmesi ile (Leinfelder metodu ile) kompozitlerin aşınması hesaplanmış, mikrofil kompozitlerin geleneksel kompozitlerden daha az aşındığı bulunmuştur (mikrofill 111-113 μm ve geleneksel 150-199 μm).

1980'li yıllarda yapılan diğer çalışmalarda posterior kompozitlerin aşınmasının ölçülmesi için, Optik sensorlar aracılığı ile 3B' lu ölçüm metodu kullanılması olayı açığa çıkarılmıştır (Braem ve ark. 1986).

Üç boyutlu (3B) optik tarama sisteminin temel prensibi

3B parçalara ait koordinatları ve yüzey görüntülerini elde etmek için birçok yöntem kullanılmaktadır. Şekil 1.3'de bir parçanın sayısallaştırılmasında genel olarak kullanılan yöntemler gösterilmiştir.



Şekil 1.3. Sayısallaştırma yöntemlerinin sınıflandırılması (Görür ve ark. 2005).

Fotoğraf en geniş anlamı ile 3B'lu dünyayı iki boyutlu resimlere dönüştürme işlemi olarak düşünülürse, 3B'lu tarama işlemi de bu işlemin tersi yani iki boyutlu fotoğraflar yardımı ile 3B'lu görüntü elde edilmesi olarak düşünülebilir. 3B optik tarayıcı, ölçümü yapılan parça veya obje yüzeylerini nokta şeklinde kaydeden bir cihazdır. Fotoğraflama işleminde bu dönüşüm işlemini tamamıyla yapmak imkansızdır. Derinlik gibi bazı bilgilerin kaybolması söz konusu olabilir. Bu nedenle parçaların 3B'lu görüntüsünü oluşturmak için farklı pozisyonlarda birden fazla fotoğraf çekimi yapmak gerekir. Bu şekilde elde edilen çekimler birleştirilerek nokta bulutu şeklinde parçanın tamamının görüntüsüne ulaşılır (Görür ve ark. 2005).

3B optik taramada kullanılan fotogrametri ve topogrametri yöntemleri, 3B'lu cisimlerin iki boyutlu fotoğraflarının çekilmesi ve bu fotoğrafların bilgisayar ortamında tekrar 3B'lu hale dönüştürülmesi işlemini hassas şekilde gerçekleştirir. Bu işlemler için dijital kameralar kullanılır. Bu kameralarda film yerine, lensler arkasında ışık yoğunluğunu elektronik sinyallere çeviren ve bunu bilgisayara transfer edebilen bir *CCD (Charge Coupled Device)* sensör kullanılır. Tüm 3B optik tarama teknikleri optik üçgenleme *(optical triangulation)* prensibini temel alır. Kelime

anlamı belli sayıda noktanın konumunu kesin olarak elde edebilmek için, bu noktaları tepe olarak kabul eden bir alanı üçgenlere bölme işlemi olan üçgenleme (triangulation) tüm 3B ölçme ve tarama tekniklerinde kullanılan bir tekniktir. Cismin üzerine düşürülen ışık kesitlerinin bilgileri değerlendirilerek sistemin kamerasında kullanılan lense göre 1 milyona kadar nokta birkaç saniye içinde elde edilmiş olur. Böylece var olan herhangi bir model 3B olarak sayısallaştırılır (Çakır 2005).

Bream ve ark. (1986) 3B' lu tarama sistemi ile 1 yıllık sürede okluzal kontakt bölgelerindeki aşınmanın kontaktsız bölgelerden ölçülen aşınmadan belirgin olarak daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Erken dönem çalışmalarda alçı modellerden sadece restorasyon marjinlerindeki aşınmalar hesaplandığı için bu tip lokalize aşınmalardan bahsedilmemektedir (Mair ve ark. 1990). Kompozitlerin artmış aşınmalarına kanıt olarak yapılan çok merkezli 5 yıl süren bir çalışma sonucunda, kompozitlerin aşınmasının restorasyonun büyümesi ile özellikle molar dişlerde premolar dişlere göre daha fazla arttığı gösterilmiştir (Wilson ve Norman 1991).

2001 yılında posterior restorasyonlarda rezin esaslı kompozitlerin kullanımı için American Dental Association (ADA) kabul kurallarına göre bir yılı aşan süredeki (6 ay ve 18 ay) kompozitlerin ortalama aşınma aşınma değerlerinin 50 µm sınırını geçmemesi gerektiği belitilmiştir (ADA Spesificasyon No. 27). Günümüzde bu göreceli olarak yüksek aşınma değeri piyasada bulunan ticari kompozitler için kolay bir hedeftir (Ferreance 2006).

Araştırılan bir kompozit materyalin aşınma dayanıklılığı formülasyonu ile belirlenebilmektedir. Özellikle doldurucu partiküllerin boyutu ve miktarı ile polimer matriksin polimerizasyon derecesi intraoral aşınmayı belirgin olarak etkilemektedir. Bu sebeple klinisyen kompozit materyali yerleştirirken yeterli süre ışığa maruz bırakarak yeterli polimerizasyonu sağlamak zorundadır (Ferracane ve ark. 1997).

Posterior kompozitler gibi dental kompozitlerin performansı üzerine yapılan güncel uzun dönem çalışmalar bu materyallerin iki ve üç yüzlü restorasyonlarda yeterli olduğunu gösterir (Türkün ve ark. 2003). Ancak klekink ve bursizm gibi normal olmayan okluzal alışkanlıkları olan hastalarda aşınma belirgin bir problemdir. Yapılan uzun dönem klinik çalışmalar geniş kompozit restorasyonların da amalgam ve altın restorasyonlardan daha az performansa sahip olduklarını ortaya koymuştur

(Van Nieuwenhuysen ve ark. 2003). Posterior restorasyonları ilgilendiren en önemli özellikler üzerine düşünüldüğünde, kompozitlerin aşınma problemi formülasyonlarındaki değişiklikler sebebiyle oldukça azaltılmış ve günümüzde birçok kişi tarafından çözülmüş bir problem olarak düşünülmektedir. Ancak büyük restorasyonların başarısızlık derecesi yüksektir ve burksizm ve klekink problemi olan hastalarda aşınma hala belirgin bir başarısızlık tipidir. Bazı klinik bilgilere dayanarak ve bazı koşullar altında her ne kadar 10 yıl öncesi kadar kötü olmasa da posterior kompozitlerin okluzal aşınması hala klinik bir problemdir (Ferracane 2006).

1.3.1.2. Aşınma Test Aygıtları ve Aşınma Simulasyon Teknikleri

Kompozit rezin materyallerin aşınma miktarlarını labaratuar ortamında tespit etmek için çeşitli araştırma merkezleri değişik derecede karmaşıklıkta aşınma test makinaları geliştirmişlerdir. Diş fırçalama makineleri, iki cisim aşınma makineları ve üç cisim aşınma makinaları gibi temel mekanik yaklaşımlar değişik aşınma simulasyon tekniği olarak kullanılmıştır. Bunlardan üç cisim aşınma makineleri restoratif materyallerin aşınma dirençlerini etkileyen biyolojik değişkenleri ve oral çevreyi taklit etmeye çalışırlar (Lamberchts ve ark. 2006). Ağız boşluğu içerisinde çiğneme esnasında meydana gelen aşınmayı taklit etmeye çalışan aşınma simülatörleri; kuvvet (20-120 N), kuvvet profili (devamlı-aralıklı), temas süresi (400–600 ms), kayma hareketi (0,3-0,8 mm), kayma hareketi hızı (39-41 mm/s), yükleme döngülerinin frekansı (0,1-3 Hz), ortamın sıcaklığı (5^0C-55^0C) ve örnek yüzeyinin temizlenmesi (aşındırma ortamı) gibi bazı ön koşulları yerine getirmelidirler (Heintze 2006).

Bu aşınma cihazlarına bazı örnekler;

1) ACTA (Academic Center for Dentistry at Amsterdam) aşınma makinesi (Reich ve ark. 2004):

- Aşındırıcı uç: yuvarlak döner sertleştirilmiş çelik
- Ortam: pirinç/darı tohum kabuğu süspansiyonu
- Hareket: kayma hareketi
- Kuvvet: 15-20 N (ayarlanabilir basma kuvveti 0-50 N)
- Yükleme: yay
- Frekans: 1.0 Hz
- Devir sayısı: 100.000–200.000 devir
- Kurulum:12 örnek materyalini tutabilecek çok yuvalı örnek tekeri ile birlikte örnek yuvası
- Her bir motorun dönme hızı: 0-170 rpm ayarlanabilir.

2) OHSU (Oregon Health & Science University) oral aşınma simulatörü (Condon ve Ferracane 1996):

- Aşındırıcı uç: konik mine
- Ortam: haşhaş tohumu ve PMMA boncukları
- Hareket: sıkışma ve kayma hareketi
- Kuvvet: abrasyon yüklemesi 20 N, atrizyon yüklemesi 70 N
- Yükleme: elektro manyetik
- Frekans: 1.2 Hz
- Devir sayısı: 50.000-100.000 devir.
- Kurulum: multi-mode simülatör

3) Alabama Üniversitesi aşınma simülatörü (Leinfelder ve Suzuki 1999):

- Aşındırıcı uç: konik poliasetal
- Ortam: PMMA boncukları
- Hareket: sıkışma ve kayma hareketi
- Kuvvet: 70 N vertikal
- Frekans: 1.2 Hz

- Devir sayısı: 100.000-200.000-400.000 devir.
- Kurulum: Örneklerin yerleştirlebileceği dört- istasyon aleti

4) Zürih bilgisayar kontrollü çiğneyici (Krejci ve ark. 1992):

- Aşındırıcı uç: mine
- Ortam: su (alkol ve diş macunu)
- Hareket: sıkışma ve kayma hareketi
- Lateral hareket: 0.2 mm
- Kuvvet: 49 N
- Frekans: 1.7 Hz
- Yükleme: elektro manyetik
- Devir sayısı: 120.000-240.000-640.000 ve 1200.000 devir.
- Kurulum: mastikatör

5) BİOMAT aşınma simülatörü (Yap ve ark. 1999)

- Aşındırıcı uç: SS304 yuvarlak gövde
- Ortam: su
- Hareket: sıkışma ve kayma hareketi
- Kuvvet: 20 MPa temas stresi
- Yükleme: ağırlıklar
- Kurulum: karşılıklı kompres ve kayma aşınma enstrumantasyonu

1.3.2. Bükülme Dayanımı, Mikro Sertlik ve Pürüzlülük

Birçok araştırıcı tarafından yapılan laboratuvar çalışmalarında, restoratif rezin materyallerin fiziksel özelliklerinin belirlenmeside bükülme dayanımı, sertlik derecesi ve pürüzlülüğü gibi parametreler değerlendirilmiştir. Kompozit rezin materyallerin bükülme dayanımı tesbit edilirken üç-nokta eğilme testi uygulanır. Bükme dayanımı hesaplanırken [$S=3PL/2bh^2$] formülü kulanılır. Bu formülde L destek noktala arası mesafeyi (mm), b örnek genişliğini(mm), h örnek yüsekliğini (mm), P maksimum yük mikarını (N) gösterir (Walker ve ark. 2006). Kompozit rezin materyallerin önemli fiziksel özelliklerinden olan sertliğini ölçmede ise Barcol, Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop sertlik testleri kullanılmış ve bunlardan Vickers

ve Knoop sertlik testleri daha çok tercih edilmiştir (Shahdad ve ark. 2006). Diş renkli kompozit rezin materyallerin estetik görünüşü ve uzun ömürlülüğü daha çok bitirme ve cilalama işlemlerine bağlıdır. Yapılan restorasyonların yüzeyi, renklenme ve ikincil çürük oluşmasına sebep olabilecek bakteri plağı tutunmasını engelleyecek şekilde pürüzsüz olmalıdır (Marigo ve ark. 2001). Kompozit rezin doldurucu içeriği ve büyüklüğü, kompozit materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinden olan yüzey sertliği ve intrinsik yüzey pürüzlülüğü ile ilişkilidir. Yüzey pürüzlülük problemlerini ortadan kaldırmak yüzey sertliğini artırmak için daha yüksek yüzdede ve daha küçük çapta doldurcu içeren nanokompozitler geliştirilmiştir (Baseren 2004).

1.4. Kompozit Rezin Restorasyonların Klinik Takibi

Günümüzde estetik kaygılar ve amalgamın civa içeriği sebebiyle posterior dişlerde diş renkli restorasyonların kullanımı yaygınlaşmaktadır. Kompozit rezinler okluzal basınca maruz kalan geniş kavitelerde bile yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Ancak kenar uyumsuzluğuna ve ikincil çürük oluşumuna sebep olabilecek polimerizasyon büzülmesi, aşınma sebebiyle anatomi ve okluzal ilişkinin bozulması ve kırılmalara sebep olabilecek yıkımların varlığı süregelen problemlerdir. Klinik çalışmalara göre posterior dişlerdeki kompozit restorasyonların ömrü amalgamlara göre daha kısadır (Bottenberg ve ark. 2007). Restorasyon materyallerinin klinik performansı çoğunlukla endikasyonlarına bağlıdır. Posterior bölgelerde restorasyon üzerine gelen stres (kuvvet) miktarı anterior bölgelerden belirgin olarak daha fazladır. Restorasyonun ömrünü etkileyen; hasta etkeni, diş hekimi etkeni ve klinik duruma bağlı doğru materyalin seçilmesi gibi birçok etken vardır (Burke ve ark. 2005). Literatür bilgilerine göre, genel uygulamada posterior MOD kompozit restorasyonun ömrü ortalama 4 yıl iken; amalgam restorasyonların ömrü ortalama 8 yıldır (Hickel ve ark.1998). Collins ve ark. (1998) 8 yıllık bir gözlem sonucunda koımpozitlerin ömrünün amalgamlardan iki veya üç kat daha kısa olduğunu rapor etmişlerdir. Çeşitli posterior kompozler ve bir amalgamın 2 yıllık klinik performansını rapor eden bir yayında aşınma direnci en iyi olan kompozit bile amalgamdan iki kat daha fazla aşınma göstermiştir ve en az aşınma direnci olan kompozit yaklaşık 135 μm aşınmıştır (Leinfelder ve ark. (b) 1986).

Son dönemlerde posterior kompozitlerin uzun dönem klinik performansları üzerine tahminde bulunmak için daha fazla kısa dönem çalışma yapılmaktadır.

Ancak başarısızlık tiplerini, başarısızlığın olası sebeplerini açıklamak ve posterior kompozit rezin restorasyonların beklenen ömürlerini karşılaştırmak için uzun dönem çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır (Rodolpho ve ark 2006). Literatürde kompozit restorasyonların hata sebepleri ve performansını belirleyen etkenler üzerine sınırlı bilgiler mevcuttur (Sakaguchi 2005). Bazı çalışmalar posterior dişlerde kulanılan kompozitlerin 7-10 yıllık bulgularını rapor etmiş (Pallesen ve Qvist 2003, Turkun ve ark. 2003, Gaengler ve ark. 2001), uzun dönem çalışmalarda 10 yıldan daha uzun süre sonuçlarını rapor edilmiştir (Wilder ve ark. 1999, Rodolpho ve ark. 2006). Uzun dönem çalışmalar diş, kavite boyutu, kavite tipi gibi aynı etmenler hakkında ihtilaflı sonuçlar göstermektedir. Bu çalışmalar sınıf II kavitelerdeki ve molar dişlerdeki büyük restorasyonların başarısızlık potansiyellerinin daha yüksek olduğunu rapor etmiştir (Brunthaler ve ark. 2003, Manhart ve ark. 2004). Bu küçük ve orta büyüklükteki preparasyonlarda kullanılan posterior kompozitlerde aşınmanın daha az önemli bir özellik olduğu sonucuna ulaşmaya izin verir. Bu iddia destekleyen çok sayıda uzun dönem çalışma yapılmış ve kavite marjinleri mine de sonlanan küçük ve orta büyüklükteki kavitelerde posterior kompozitlerin çok iyi performanslarının olduğu gösterilmiştir (Busato ve ark. 2001, De Marco ve ark. 2005). Ancak bazı uzun dönem çalışmalarda ise 10 yıllık klinik inceleme sonucunda restorasyonların ömrü açısından boyutu, sınıfı ve yeri ile ilişkili açık bir farklılık olmadığı rapor edilmiştir (Gaengler ve ark. 2004).

Bu araştırmada, arka grup dişlerin diş renginde direkt restorasyonunda kullanılabilen nano hibrid doldurucu içeriğine sahip Filtek Supreme XT (3M Espe, ABD), Tetric Evo Ceram (Ivoclar Vıvadent, Liechtenstein), Aelite Esthetic (Bisco, ABD) ve dişlerin indirekt restorasyonunda kullanılan Tescera ATL (Bisco, ABD), Estenia (Kuraray, Japan) hybrid seramik kompozit materyallerle yapılan direkt ve indirekt restorasyonların klinik takibinin yapılması planlanmıştır. Bunun için yapılan restorasyonlardan 1 hafta, 6 ay ve 1 yıl sonraki periotlarda hassas ölçüler alınarak restorasyonların klinik uyumu değerlendirilecek ve alçı modellere 3B tarama yapılarak aşınma miktarları hesaplanacaktır. Ayrıca aynı kompozit materyallerin labaratuar ortamında (aşınma simülatöründe) aşınma miktarları, üç nokta testi ile bükülme dayanımları ve elastiklik modülü, Vicker’s Hardness Tester cihazı ile yüzey sertlikleri, Computerize roughness tester cihazı ile de yüzey pürüzlülükleri ölçülecektir. Böylece arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılabilecek kompozit

materyallerin fiziksel özellikleri değerlendirilmiş olacaktır. Ayrıca yapılan çalışmaların sonuçları, diş hekimlerine posterior bölgede kullanılacak kompozit materyallerin seçimi konusunda yardımcı olacaktır.

2.GEREÇ VE YÖNTEM

Kompozit materyallerin fiziksel özelliklerini inceleme amacı ile yapılan bu çalışma klinik ve labaratuar çalışmaları olmak üzere iki aşamada gerçekleştirildi. Klinik çalışma, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi kliniğinde, laboratuvar çalışmaları ise Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarı ve Mucit Plastik (Mucit Plastik Sanayi A Ş, Konya Türkiye)' de gerçekleştirildi.

2.1. Klinik Çalışma

2.1.1. Hasta Seçimi

Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Etik Kurulundan yapılacak çalışmaya olur raporu (26.01.2006 tarihli, 2006/02 sayılı toplantı ve 04 sayılı karar) alındıktan sonra, Fakültenin rutin poliklinik hastaları ve stajyer öğrencileri arasından gönüllü hastalar seçildi. Araştırmaya dahil olma kriterleri şu şekilde belirlendi:

1. Alt-üst birinci ve ikinci azı dişlerinin en az birinde restorasyona ihtiyaç duyulan okluzal veya arayüz çürüğü olan yada değiştirilmeye ihtiyacı olan eski restorasyonu olan 20-30 yaş arası, diş sıkma ve diş gıcırtdatma gibi parafonksiyonel alışkanlıkları ve çürük riski oluşturacak sitemik bir rahatsızlığı olmayan bireyler bu çalışmaya dahil edildi.
2. Seçilen hastaların restore edilecek dişlerinin karşıt dişlerinin eksik, restorasyonlu ve protez olmamasına ve ilgili dişler haricinde ağzında üçten fazla restorasyonunun bulunmamasına dikkat edildi.
3. Yapılan restorasyonların hiç birinde tüberküller kaviteye dahil edilmedi.
4. Ayrıca aynı hastada yapılan iki farklı restorasyonnun interproximal temasta olmamasına dikkat edildi.

Restorasyon yapılacak hastalara ağız hijyeni motivasyonu verilerek, yapılan restorasyonların belirli periyotlarda (6 ay ve 1 yıl) kontrol edileceği bildirildi.

Tedavi öncesi hastaların restore edilecek dişlerinin radyograf ve fotoğrafları kaydedildi ve hastalara ait bilgiler, restorasyon yapılacak dişlerle ilgili anamnezler ve yapılan restorasyonlara ait bilgiler standart hasta formlarına kaydedildi (Bkz. Ek-A).

Çalışma hakkında bilgiler içeren önceden hazırlanmış hasta bilgilendirme formları imzalatılarak bir nüshası hastalara verildi.

Sonuç olarak 32 bayan, 22 erkek olmak üzere toplam 54 hasta çalışmaya dahil edildi. Toplamda 50 adet tek yüzlü ve 41 adet iki yüzlü ve 9 adet üç yüzlü olmak üzere 100 adet restorasyon yapıldı. Bu restorasyonlardan 31 tanesi üst birinci büyük azıya, 3 tanesi üst ikinci büyük azıya, 45 tanesi alt birinci büyük azıya ve 21 taneside alt ikinci büyük azıya yapıldı. Posterior kompozit rezin materyallerle yapılan restorasyon adet ve tiplerinin ayrıntıları Çizelge 2.1 ve Çizelge 2.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. Yapılan kompozit restorasyonların ağızdaki yeri açısından dağılımı

Dişler	**Posterior Kompozit Materyaller**				
	Filtek Supreme XT	**Tetric Evo Ceram**	**Aelite Esthetic**	**Estenia**	**Tescera ATL**
Üst1.azı	8	4	10	1	8
Üst 2 azı	1	-	2	-	-
Alt1 azı	7	11	4	12	11
Alt2.azı	4	5	4	7	1
Toplam	20	20	20	20	20

Çizelge 2.2. Yapılan kompozit restorasyonların kavite tipi açısından dağılımı

Kavite Tipleri	**Posterior Kompozit Materyaller**				
	Filtek Supreme XT	**Tetric Evo Ceram**	**Aelite Esthetic**	**Estenia**	**Tescera ATL**
Sınıf I (tek yüzlü)	11	12	14	11	1
Sınıf II(iki-üç yüzlü)	9	8	6	9	19
Toplam	20	20	20	20	20

2.1.2. Restoratif Materyaller

Bu çalışmada direkt restoratif materyal olarak kullanılan, nano hibrid doldurucu içeriğine sahip; Filtek Supreme XT (3M Espe, ABD), Tetric Evo Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), Aelite Esthetic (Bisco, ABD) kompozitler kullanıldı. Bu kompozitleri uygulamak için herbir kompozit sisteme uygun self-etch bondig sistemler; Adper Prompt L-pop (3M Espe, ABD), Tyrian SPE + One-step plus bond (Bisco, ABD), Adhe SE Bond (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) kullanıldı. Seçilen dişlerin indirekt restorasyonunda ise Tescera ATL (Bisco, ABD), Estenia (Kuraray, Japonya) hybrid seramik kompozitler ve bunların kaviteye yapıştırılmasında; Duolink (Bisco, ABD) ve Panavia F (Kuraray, Japonya) dual-cure rezin simanlar kullanıldı. Kullanılan kompozit rezinlerin üretici firma ve lot numaraları Çizelge 2.3 ve bileşimleri Çizelge 2.4' de gösterildi.

Çizelge2.3. Araştırmada kullanılan kompozit rezin materyaller

Kompozit Materyal	**Üretici Firma**	**Lot No**	**Kullanılan Renkler**	**Restorasyon Sayısı**
Filtek Supreme XT	3M ESPE	6ER, 5BM	A2 B/A2 E A3 B/A3 E	20
Tetric Evo Ceram	IVOCLAR VIVADENT	J23353	A2 A3	20
Aelite Esthetic	BISCO	05697	A2E A3E	20
Tescera ATL	BISCO	0004691	A2D/A2B/A2E A3D/A3B/A3E	20
Estenia	KURARAY	00239A 00228C	A2D/A2B/A2E A3D/A3B/A3E	20

Çizelge2.4. Araştırmada kullanılan kompozit rezinlerin içeriği

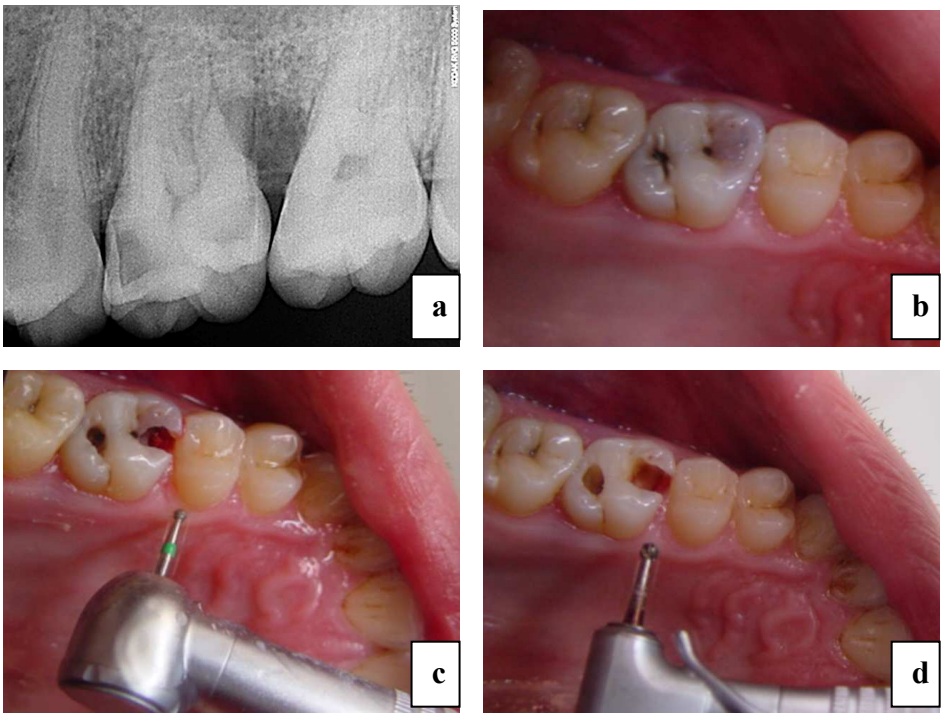
Restoratif Materyaller	**Organik Matriks**	**İnorgaik Doldurucu**	**Doldurucu % (Ağırlıkça)**	**Doldurucu % (Hacimce)**	**Tipi**
Supreme XT	TEGDMA, BIS-GMA UDMA, Bis-EMA	Zirconia–silica 0,6–1,4 μm silica 5–20 nm	%78,5	%59,5	Nano-hibrit
Tetric Evo Ceram	Bis-GMA, Uretan dimetakrilat, Dekandiol dimetakrilat	Baryum-cam, yterbiyum triflorit, karışık oksit ve prepolimer 40 nm-550 nm	%82	%61	Nano-hibrit
Aelite Esthetic	Etoksilli bisfenol A Dimetakrilat, Bis-GMA	Eritilmiş cam hamuru Amorf Silika 0,04 – 5,0 μm	%73	%54	Nano-hibrit
Tescera ATL	Etoksilli Bisfenol A Dimetakrilat, UDMA	Eritilmiş cam hamuru Amorf Silika ort. 3,5 μm	% 20-60 % 10-40		Mikro hibrit
Estenia	UDMA Hidrofobik aromatik Dimetakrilat, Hidrofobik alifatik Dimetakrilat.	Yüzeyi işlenmiş alumina 20 nm, Silanlanmış cam, Silanlanmış cam seramik 1.5 μm	% 92	%82	Hibrit-seramik

2.1.3. Klinik Prosedür

2.1.3.1. Direkt Kompozit Rezin Restorasyonların Yapımı

A) Kavitelerin açılması:

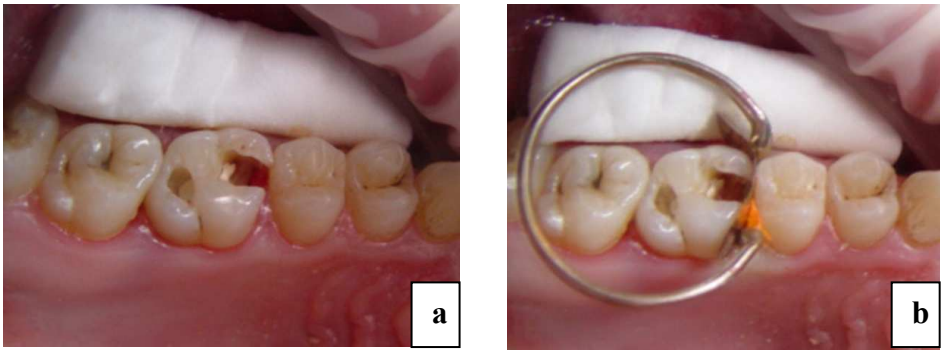
Hastalara çalışma hakkında bilgiler verilip onayları alındıktan sonra restorasyon yapılacak dişlerin vitalitesine bakıldı. Vitalitesi tespit edilen dişlerde öncelikle gün ışığı altında, uygulanacak kompozit materyalin renk skalasından yararlanılarak dişe uygun renk tespiti yapıldı. Kompozit restorasyon yapılacak hastalara gerekli ise anestezi uygulandı. Su soğutmalı yüksek hızlı hava türbünü (airatör) kullanılarak, rond şekilli elmas frezle, çürük dentine ulaşacak kadar mine kaldırıldı veya kötü durumdaki eski restorasyon uzaklaştırıldı (Resim 2.1. c). Kaviteler minimal invaziv prensiplere uygun olarak dizayn edildi. Düşük hızlı çelik rond frezler ve el aletleri yardımı ile çürükten etkilenmiş ve renklenmiş sert dentin tabakasına kadar çürük uzaklaştırıldı (Resim 2.1. d). Kavitenin tutuculuğunu artırmak için herhangi ek bir işlem yapılmadı. Dişler pamuk tampon ve tükürük emici ile iyi bir şekilde izole edildi.



Resim 2.1. a) Restore edilecek dişin radyografik görüntüsü, **b)** Dişin klinik görüntüsü **c)** Elmas frez ile minenin kaldırılması **d)** Çelik frez ile çürüğün temizlenmesi

B) Kaide materyalinin ve matriks bandının yerleştirilmesi:

Derin kavitelerde, okluzal kavitelerin pulpal duvarına ve iki yüzlü kavitelerin aproximal ve pulpal duvarlarına, pulpayı restoratif materyal ve dış etkenlerden gelecek zararlardan korumak için kalsiyum hidroksit ($Ca(OH)_2$) yerleştirildi (Resim 2.2. a). Sonra aproximale açılan iki yüzlü kavite içeren dişlere özel uygulayıcısı ile bölümlü metal matriks (Contact Matriks, Palodent, ABD) ve tahta interdental kama (Ivoclar, Liechtenstein) yerleştirildi (Resim 2.2. b).



Resim 2.2. a) Restore edilecek dişe kalsiyum hidroksit yerleştirilmesi, **b)** Dişe bölümlü metal matriks ve tahta interdental kama yerleştirilmesi

C) Kompozit materyalin uygulanması:

Hazırlanan kavitelere öncelikle, uygulanacak her bir kompozit sisteme uygun self etch bonding sistem üretici firma talimatları doğrultusunda uygulandı.

Tetric Evo Ceram ile restore edilecek kavitelerin yüzeylerini restorasyona hazırlamak için iki şise self-etch adeziv sistem olan Adhe SE bond kullanıldı. İzole edilen kaviteye 20 s boyunca ovalanarak primer ajan uygulandı (Resim 2.3. a) ve orta şiddette hava ile primer 10 s kurutuldu. Sonra bonding ajan mikro fırça yardımı ile kavitenin her tarafına uygulandı (Resim 2.3. b), hafif bir hava ile kaviteye yayılması sağlandı ve ışık cihazı Hilux Expert (Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) yardımı ile 10 s kuvvetli ışık ile sertleştirildi (Resim 2.3. c).



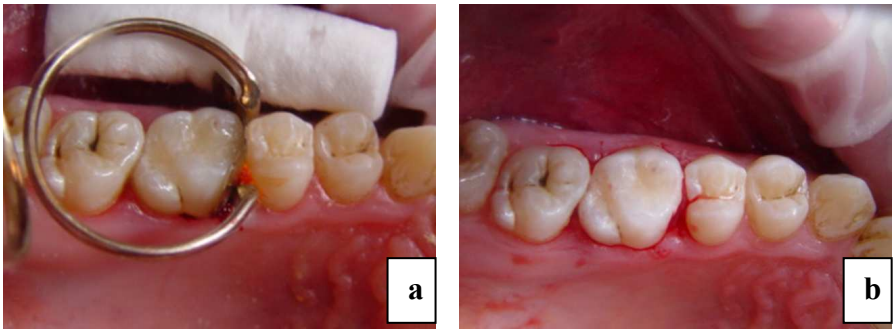
Resim 2.3. a) Kaviteye primer uygulaması, **b)** Kaviteye bonding uygulaması **b)** Kaviteye ışık uygulaması

Filtek Supreme XT ile restore edilecek kavitelerde tek şise self-etch adeziv sistem olan Adper Prompt L-Pop'un birinci katı tüm kavite yüzeyine bir mikro fırça yardımı ile 20 s boyunca ovalanarak uygulandı. 10 s süreyle hava ile kurutuldu. Sonra mikro fırça yardımı ile ikinci tabaka bonding kavitenin her tarafına uygulandı ve hafif bir hava ile kaviteye yayılması sağlanarak, ışık cihazı yardımı ile 10 s kuvvetli ışık ile sertleştirildi

Aelite Esthetic ile restore edilecek kavitelerin yüzeylerini restorasyona hazırlamak için ise yine iki şise self etch adeziv sistem olan Tyrian SPE + One-step plus bond kullanıldı. İzole edilen kaviteye, karıştırılarak aktive edilmiş pembe renkli Tyrian SPE 20 s boyunca ovalanarak uygulandı. Orta şiddette hava ile primer 10 s kurutuldu. Sonra mikro fırça yardımı ile One-step plus bonding kavitenin her tarafına uygulandı, hafif bir hava ile kaviteye yayılması sağlandı ve ışık cihazı yardımı ile 10 süreyle kuvvetli ışık ile sertleştirildi.

Her bir kompozit rezin sistemi için primer ve bonding işlemlerinden sonra kompozit materyaller 1,5-2 mm kalınlığında tabakalar halinde kavitelere yuvarlak uçlu bir siman spatülü yardımı ile kondanse edildi. Kompozit rezinler, okluzal kavitelerde öncelikle kavitenin bir kenarına yerleştirilerek kondanse edilirken çift yönlü kavitelerde öncelikle gingival basamağa yerleşirilerek kondanse edildi. Her kompozit tabakası ışık cihazı yardımı ile üretici firma talimatlarında belirtilen süreler boyunca sertleştirildi. Maksimum 2 mm kalınlıktaki kompoit rezin tabakaları 20 s süreyle ve ışık cihazının ucu okluzal yüzeye dik olacak şekilde sertleştirildi. Sonrasında yine tabakalar halinde kompozit rezin uygulandı. Kavite kompozit

materyal ile tamamen restore edilinceye kadar işlem tekrar edildi. Son tabaka kondanse edilirken dişin orjinal şekline ve oklüzyona uygun olarak gerekli düzeltmeler yapıldı ve ışıkla polimeizasyonu sağlandı (Resim 2.4. a). Diş çevresindeki kama ve matriks bandı uzaklaştırıldı (Resim 2.4. b). Ara yüz kavitelerinde bukkal ve lingual-palatinal yüzeylerinden bir kez daha ışınlama yapıldı. Araştırma boyunca kullanılan ışık cihazının gücü aylık olarak ölçülerek 400 mW/cm^2 nin altında olmamasına özellikle dikkat edildi.

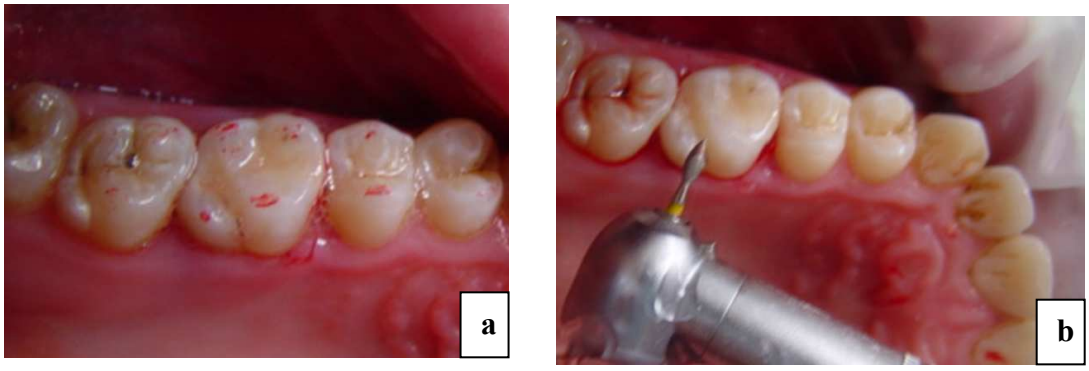


Resim 2.4. a) Kavitenin kompozit ile restorasyonu **b)** Kama ve matriks bandlarının uzaklaştırılması

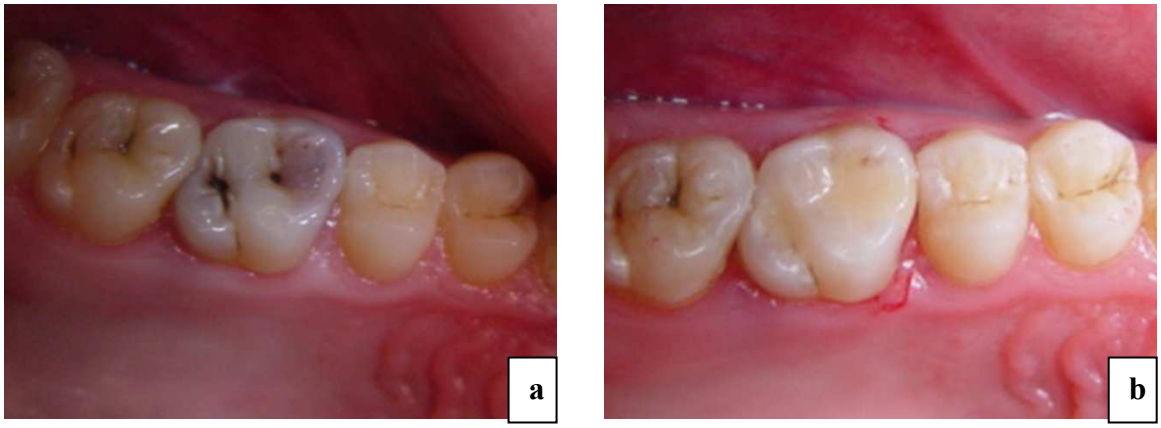
D) Bitirme ve cilalama işlemleri

Restorasyonların cilalanma aşamasında, sarı kuşak ince grenli alev uçlu airatör frezi ve lobut frezler yardımı ile materyal fazlalıkları alınıp fissur ve fossalar oklüzyona uygun şekilde düzeltildi (Resim 2.5. a). Bu esnada restorasyon diş ara yüzüne ve komşu dişlere zarar vermemeye özellikle dikkat edildi. Daha sonra beyaz renkli arkansas taşı ile frez izleri giderildi ve okluzal düzenlemeden sonra çift taraflı ısırma kağıdı yardımıyla yükseklik kontrolü yapıldı (Resim 2.5. b). Koyu boyanan erken temas noktaları elmas frezler ile kaldırıldı.

Tek yüzlü restorasyonların yüzeyleri Enhance (Densply, ABD) polisaj lastikleri ile cilalandı. İkiyüzlü restorasyonların ara yüz uyum ve cilaları kalından inceye alüminyum oksit diskler, Sof-lex (3M Espe, Seefeld, Almanya) yardımı ile yapıldı. İnce uçlu bir sond ile restorasyonların kenarları incelenerek, restorasyon uyumu ve pürüzsüz bir yüzey elde edilip edilmediği tekrar kontrol edildi. Son olarak Enhance polisaj lastikleri ile tüm yüzeyler tekrar cilalandı. Tüm bu işlemler su soğutması altında yapıldı.



Resim 2.5. a) Yükseklik kontrolü **b)** Okluzal formun düzeltilmesi

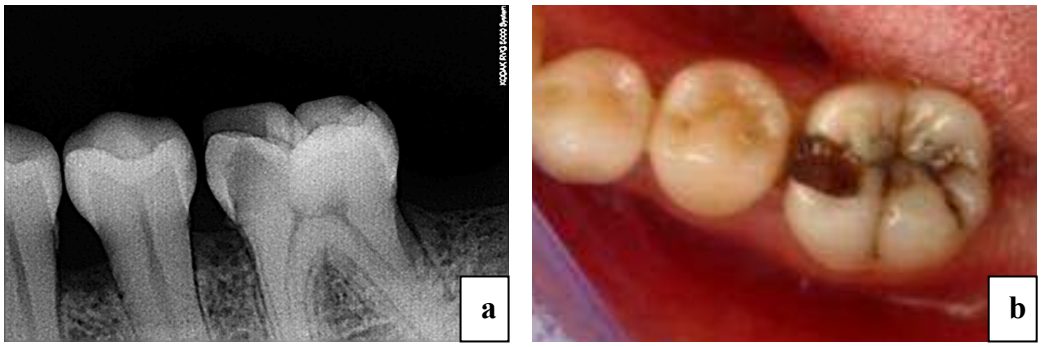


Resim 2.6. 26 nolu dişin restorasyon öncesi **(a)** ve sorası (**b)** görüntüleri

2.1.3.2. İndirekt Kompozit Restorasyonların Yapımı

A) Kavitelerin açılması:

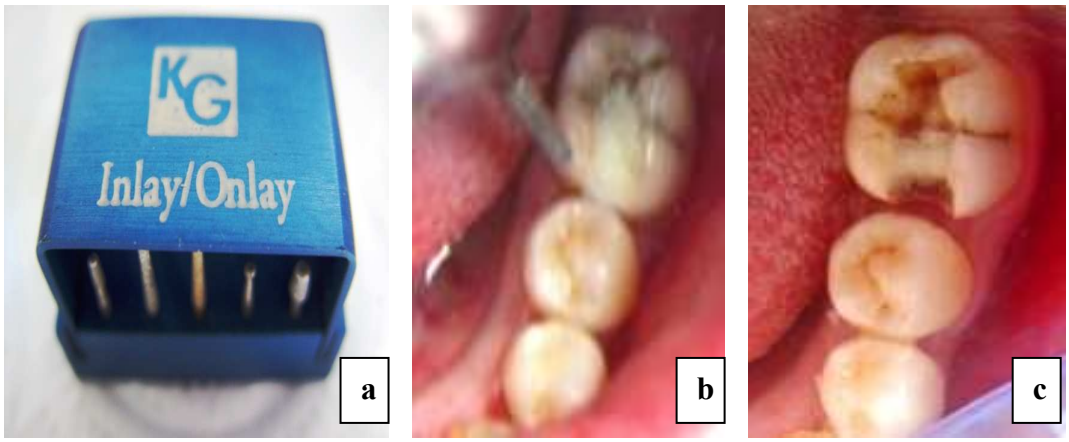
Hastalara çalışma hakkında bilgiler verilip onayları alındıktan sonra restorasyon yapılacak dişlerin vitalitesine bakıldı. Vitalitesi tespit edilen dişler gün ışığı altında, uygulanacak kompozit materyalin renk skalasından yararlanılarak dişe uygun renk tesbiti yapıldı. Kompozit inley restorasyon yapılacak hastalara gerekli ise anestezi uygulandı. Su soğutmalı yüksek hızlı hava türbünü (airatör) kullanılarak, rond şekilli elmas frezle, çürük dentine ulaşacak kadar mine kaldırıldı veya kötü durumdaki eski restorasyon uzaklaştırıldı.



Resim 2.7. a) İnley yapılacak dişin radyografik görüntüsü, **b)** Dişin klinik görüntüsü

Kavite sınırını gereğinden fazla genişletmemeye dikat edildi. Düşük hızlı çelik frezler ve el aletleri yardımı ile çürükten etkilenmiş ve renklenmiş sert dentin tabakasına kadar çürük uzaklaştırıldı. Kavite tabanında çürük kalıp kalmadığı çürük tespit ajanı ile kontrol edildi. Kavite duvar ve kenarları inlay preparasyon seti kullanılarak kavite tabanı ile yaklaşık 6^{o}-$10^{o'}$ lik açı oluşturacak biçimde şekillendirildi. Kavite derinliğinin okluzalde en az 2 mm olmasına ve kavite iç açılarının yuvarlatılmasına dikkat edildi (Resim 2.8. c).

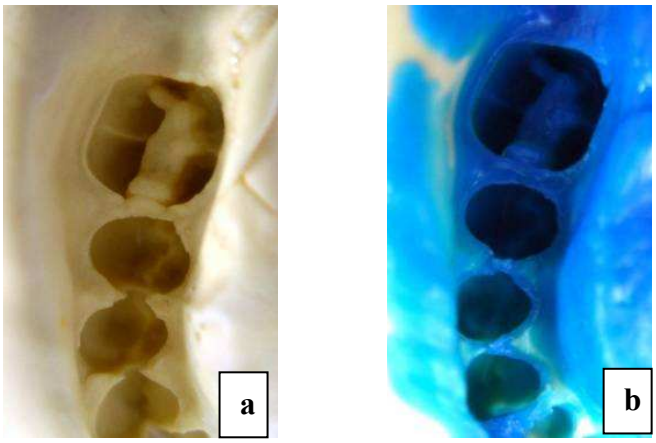
Derin kaviterde, okluzal kavitelerin pulpal duvarına ve iki yüzlü kavitelerin aproximal ve pulpal duvarlarına, pulpayı restoratif materyal ve dış etkenlerden gelecek zararlardan korumak için kalsiyum hidroksit ($Ca(OH)_2$) yerleştirildi. İnley kavitesindeki undercutlar ışıkla serleşen cam iyonomer simanla (GC, Tokyo, Japonya) dolduruldu (Resim 2.8. b).



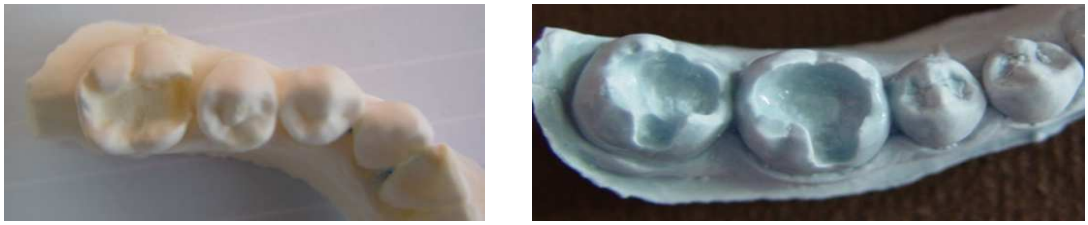
Resim 2.8. a) İnley preparasyon frezleri, **b)** Işıkla serleşen cam iyonomer simanla doldurulan undercutların preparasyonu **c)** Kavitenin son hali

B) Ölçü işlemi ve model elde edilmesi:

Kavitelerin preparasyon işlemleri tamamlandıktan sonra iki aşamalı ölçü tekniği (heavy-body ve light-body) ve metal ölçü kaşıkları kullanılarak polivinil siloksan esaslı ölçü maddesi (Zhermack, Italya) ile hastaların dişlerinden ve karşıt çenelerinden kapanış ölçüleri alındı (Resim2.9. a,b). Alınan bu ölçülere sert dental alçı dökülerek alçı modeller elde edildi (Resim2.10.).



Resim 2.9. a) Heavy-body silikon ile ölçü, **b)** Light-body silikon ile ölçü

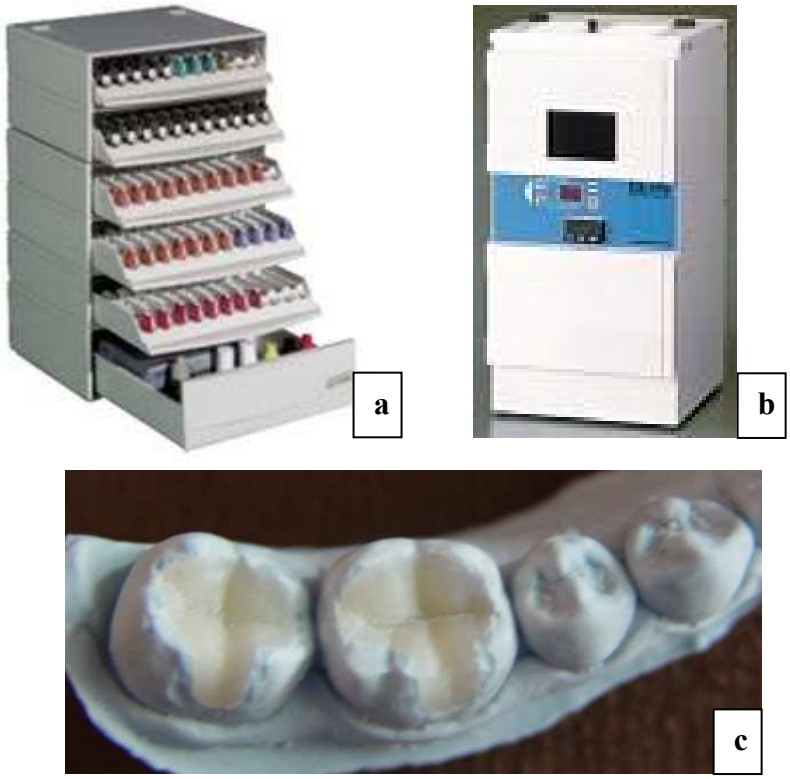


Resim 2.10 Alçı modeller

C) Kompozit inleylerin hazırlanması:

1) Estenia ile yapılan inley restorasyonun hazırlanması:

Hazırlanan alçı modellerde ilgili diş veya dişler izolatör (die seperator) kullanılarak izole edildi. Maksimum 2 mm kalınlığında dentin kompozit, plastik spatül yardımı ile kaviteye yerleştirilip ışık cihazı ile 180 s süreyle polimerize edildi. Son tabaka olarak translusent mine kompoziti yerleştirilerek, yine plastik spatül yardımı ile şekillendirildi ve 180 s süreyle tekrar polimerize edildi. Sonra inley, model üzerinden çıkartılarak özel fırınında önce 180 s ışığa maruz bırakıldı. Daha sonra yine özel fırınında 114^{o}C sıcaklıkta ve 15 dakika olacak şekilde son polimerizasyon işlemine tabi tutuldu. Polimerizasyonu tamamlanan inley restorasyon alçı modele yerleştilerek kapanış modeline göre airatör frezleri ile ön şekillendirme yapılıp cilalandı.



Resim 2.11. a) Estenia kompozit seti, **b)** Polimerizasyon fırını **c)** İndirekt kompozit inleylerin model üzerindeki görüntüsü

2) Tescera ATL ile yapılacak inley restorasyonun hazırlanması:

Hazırlanan ölçü modellerde ilgili diş veya dişler yine izolatör (die seperator) kullanılarak izole edildi. Maksimum 2 mm kalınlığında dentin kompozit, plastik spatül yardımı ile kaviteye yerleştirilip; alçı model özel ışık kabı içerisindeki ışık yansıtan boncuklar arasında 2 dakika basınç ve ışık döngüsüne tabi tutuldu. Daha sonra üzerine body kompozit ve insizal kompozit yerleştirilip şekillendirici rezin kullanılarak spatül yardımı ile şekillendirildi ve yukarıdaki aşamalar tekrar edildi. Bu işlemlerden sonra inley, model üzerinden çıkartılarak okluzal şekillendirilmesi yapıldı. Daha sonra restorasyon yarısı su ile doldurulmuş ısı kabı içerisine oksijen temizleyici kapsül ile birlikte konularak 10-15 dakika ısı, ışık ve basınç uygulayan bölmesinde son polimerizasyon işlemine tabi tutuldu. Polimerizasyonu tamamlanan inley restorasyon alçı modele tekrar yerleştilerek kapanış modeline göre airatör frezleri ile ön şekillendirme yapılıp cilalandı.



Resim 2.12. a) Tescera ATL kompozit seti, **b)** Polimerizasyon sistemi **c)** İndirekt kompozit inleylerin model üzerindeli görüntüsü

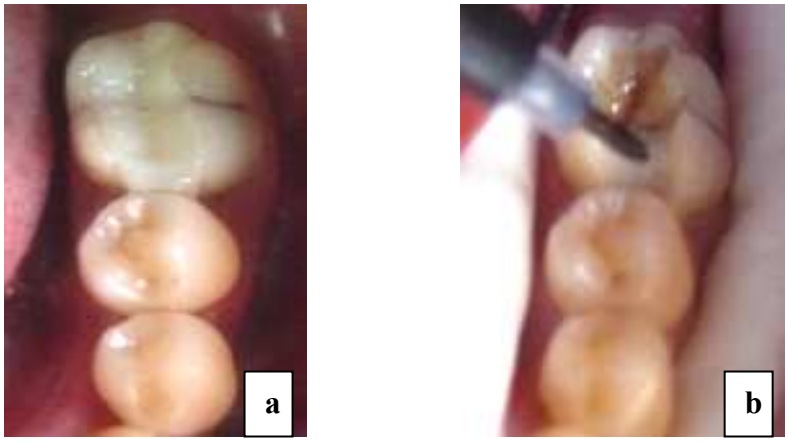
Hazırlanan inleyler tekrar model üzerine oturtularak sarı kuşak ince grenli alev uçlu airatör frezi ve lobut frez yardımı ile fazlalıkları alınıp fissür ve fossalar belirginleştirildi. Kapanış modeli ile okluzal uyumlanması yapıldı. Daha sonra beyaz renkli arkansas taşı ile frez izleri giderilip, inleylere son şekli verildi. İkiyüzlü inley restorasyonların ara yüzleri kalından inceye alüminyum oksit diskler, Sof-lex (3M Espe, Seefeld, Almanya) yardımı ile polisajları yapıldı. Restorasyonların kenarları ince uçlu bir sond ile incelenerek restorasyon uyumu ve pürüzsüz bir yüzey elde edilip edilmediği kontrol edildi. Son olarak Enhance polisaj lastikleri ve polisaj pastaları ile yüzeyler parlatıldı.



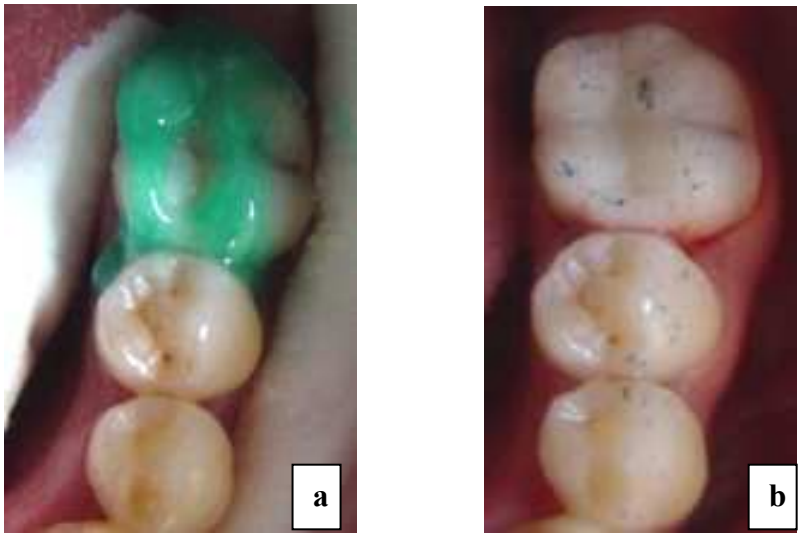
Resim 2.13. a) Enhance polisaj lastikleri **b)** Polisaj patı **c)** Sof-lex polisaj diskleri

D) İnleylerin uyumlanması ve yapıştırılması:

Hazırlanan inley restorasyonlar yapıştırılmadan önce kaviteye yerleştirilerek uyumları ve yükseklikleri kontrol edildi. Airatör frezler yardımı ile inley restorasyona form verildi. Dişler pamuk rulo ve tükürük emici yardımı ile izole edildi. İzole edilen dişlere ve Estenia ile yapılmış olan inley restorasyonun iç yüzeyine Panavia F rezin simanın ED primeri 60 s süreyle uygulandı. Siman camı üzerinde rezin simanın A ve B pastası eşit oranda karıştırıldı. Diş ve inley orta şiddette hava ile iyice kurutuldu. Hazırlanan pasta inleyin iç yüzeyine eşit kalınlıkta sürülüp inley kaviteye yerleştirildi. Bonding fırçası yardımı ile fazla siman uzaklaştırıldı. İnleyin bütün kenarlarından (bukkal, lingual ve okluzal) ışık cihazı ile 20'şer s ışık uygulandı. Sonra bütün kavite kenarlarına oksijen inhibitörü sürülüp 60 s bekletildi.



Resim 2.14. a) İnleyin ağız içerisinde uyumlanması **b)** İnlay kavitesinin simantasyona hazırlanması



Resim 2.15. a) Oksijen bariyer jelinin uygulanması **b)** Yükseklik kontrolü

Tescera ATL inley restorasyonlar kavitelere Duolink rezin siman (Bisco, ABD) ile yapıştırıldı. İzole edilen dişlere ve inley restorasyonun iç yüzeyine 20 s süreyle ortofosforik asit ugulandı. Sonra asit 10 s yıkanıp, kavite ve inley hava-su spreyi yardımıyla kurutuldu. One-step plus bonding, üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde kavitenin her tarafına uygulandı, hafif bir hava ile kaviteye yayılması sağlandı ve ışık cihazı yardımı ile 10 s kuvvetli ışık ile sertleştirildi. Özel karıştırma ucu ile rezin siman inleyin iç yüzeyine eşit kalınlıkta sürülüp inley kaviteye yerleştirildi. Bonding fırçası yardımı ile fazla siman uzaklaştırıldı. İnleyin bütün kenarlarından halojen ışık kaynağı ile 20 s ışık uygulandı.

Daha sonra çift taraflı ısırtma kağıdı yardımıyla yükseklik kontrolü yapıldı. Koyu boyanan erken temas noktaları elmas frezler ile kaldırıldı. Kalından inceye Sof-lex alüminyum oksit diskler yardımı ile siman fazlalıkları uzaklaştırıldı. Son olarak Enhance polisaj lastikleri ve polisaj pastaları ile yüzeyler parlatıldı.



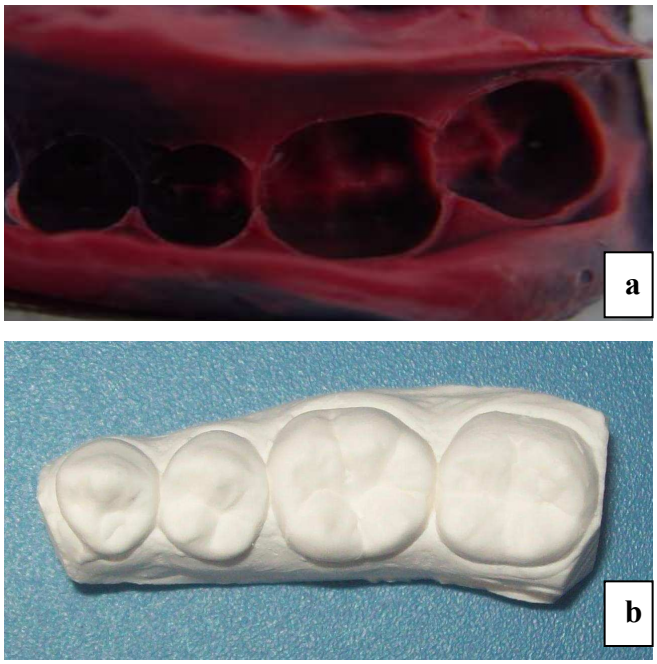
Resim 2.16. 36 nolu dişin restorasyon öncesi **(a)** ve sonrası (**b)** görüntüleri

2.1.4. Yapılan Restorasyonlardan Ölçü Alınması

Direkt ve indirekt restorasyon işlemleri tamamlandıktan sonra, restorasyonları takip edebilmek ve restorasyon maddelerinin klinik aşınma miktarlarını tesbit edebilmek için ilgili dişlerden hassas ölçüler alındı. Bu işlem restorasyon yapıldıktan 1 hafta sonra, 6 ay ve 1 yıl sonra olmak üzere üç kez tekrarlandı. Hassas ölçü amacı ile polieter esaslı Impregum Penta Duo Soft (3M Espe, Almanya) ince ve kalın (düşük ve yüksek vizkozitede) ölçü maddesi kullanıldı. Bu ölçü maddesinin kalın olanı otamatik cihaz (Pentamix, 3M Espe, Almanya) yardımı ile karışan bir katalizör ve bir de baze'den oluşmaktadır. İnce olanında ise katalizör ve base'i ayrı ayrı bulunan bir kartuş, aktarıcı tabanca ve ucuna takılan tek kullanımlık, içerisindeki spiralle karıştırma işlemi de yapan bir şırıngadan oluşmaktadır. Yoğun kıvam/akıcı kıvam kombinasyonlarından oluşan bu yeni jenerasyon polieter ölçü maddesi kuron, köprü, inley, onley endikasyonlarında kullanılmak amacıyla üretilmiştir.

Çalışma süresi Impregum Penta H DuoSoft için 2,5 dakika, Impregum Garant L DuoSoft için 2 dakika; toplam sertleşme süresi ise Impregum Penta H DuoSoft için 6 dakika ve Impregum Garant L DuoSoft için 5,5 dakikadır.

Yüksek viskoziteli olan Impregum Penta H DuoSoft Pentamix cihazı ile karıştırılıp doğrudan ölçü kaşığına aktarıldı. Bu işlemden hemen sonra düşük viskozitedeki Impregum Garant L DuoSoft özel şırıngası ile hava kabarcığı oluşturmayacak şekilde ilgili dişler üzerine sıkılarak uygulandı. Bu uygulamayı takiben, kalın ölçü maddesi ile doldurulmuş kaşık ağıza yerleştirildi ve sertleşme tamamlanana kadar sabit tutuldu. Ölçü maddesi sertleştikten sonra kaşık ağızdan çıkartıldı (Resim 2.17. a). Alınan bu ölçülere 24 saat içerisinde hazırlanan sert alçı (Fujirock EP, geliştirilmiş tip IV, GC, ABD) dökülerek alçı modeller elde edidi (Resim 2.17. b).



Resim 2.17. a) Yapılan restorasyonlardan hassas ölçü maddesi ile ölçü alınması **b)** Alınan ölçüden geliştirilmiş sert alçı ile model elde edilmesi

2.1.5. Klinik Değerlendirme Prosedürü

Restorasyonlar yapıldıktan 1 hafta, 6 ay ve 1 yıl sonra modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirildi. USPH kriterlerinin detayları çizelge 2.5' de gösterildi.

Çizelge 2.5. Modifiye USPH kriterleri

Yüzey Görünümü	Alfa (A)	Yüzey pürüzlü değil
	Bravo (B)	Yüzey hafifçe pürüzlü
	Charlie (C)	Yüzey yüksek derecede pürüzlü
Marjinal Adaptasyon	Alfa (A)	Sondla muayenede takılma yok
	Bravo (B)	Sondla muayenede takılma var, ancak dentin açıkta değil
	Charlie (C)	Sondla muayenede takılma var, dentin açığa çıkmış
Marjinal Renklenme	Alfa (A)	Marjinal Renklenme yok
	Bravo (B)	Sınırlı, geniş olmayan marjinal renklenme var.
	Charlie (C)	Belirgin, pulpa odasına ulaşan marjinal renklenme var.
Dişeti Uyumu	Alfa (A)	Dişeti dokuları mükemmel
	Bravo (B)	Dişeti dokuları hafifçe hiperemik
	Charlie (C)	Dişeti dokularında enflamasyon var
Diş Hassasiyeti	Alfa (A)	Dentin hassasiyeti yok
	Bravo (B)	Hafif ve çabuk geçen bir hassasiyet var.
	Charlie (C)	Şiddetli ve dayanılmaz bir hassasiyet var.
Renk Uyumu	Alfa (A)	Restorasyonda mükemmel renk uyumu var.
	Bravo (B)	Restorasyonda renk uyumu var ama mükemmel değil.
	Charlie (C)	Restorasyonda kabul edilemez renk uyumu
Retansiyon	Alfa (A)	Restorasyonun tamamen retansiyonu
	Bravo (B)	Restorasyon hareketli fakat hala yerinde
	Charlie (C)	Restorasyon düşmüş.

2.2. Laboratuvar Çalışmaları

Bu araştırmanın laboratuvar aşamasında aşağıda belirtilen ölçümler yapıldı;

1. Aşınma simulatörü ile kullanılan kompozitlerin aşınma miktarlarının ölçümü,
2. Üç nokta testi ile bükülme dayanımlarının belirlenmesi,
3. Yüzey sertliklerinin ölçülmesi,
4. Yüzey pürüzlülüklerinin hesaplanması.

2.2.1.Aşınma Simülasyonu

2.2.1.1. Aşınma simulatörü için örneklerin hazırlanması

A) Doğal dişlerin toplanması

Araştırmada kullanılan kompozit rezinlerin aşınma dayanımlarını in vitro tespit etmek için çekilmiş 40 adet çürüksüz alt molar ve antagonist olarak kullanılmak üzere 40 adet morfolojik bozukluğu olmayan çürüksüz üst molar diş toplandı. Dişlerin kök yüzeyine yapay periodontal ligament yapılacağı için alt molar dişlerin köklerinin yapışık ve kıvrık köklü olmamasına dikkat edildi. Toplanan dişlerin üzerindeki doku artıkları periodontal küret, polisaj lastiği ve pomza kullanılarak uzaklaştırıldı. Temizliği takiben dişler %0,1 timol solüsyonunda bekletilerek dezenfekte edildi. Bir hafta sonra dişler timol solüsyonundan çıkartılarak çalışma boyunca distile su içerisinde bekletildi.

B) Dişlerin aşınma simulatörüne yerleştirmek üzere hazırlanması

Seçilen ve kök yüzeyi temizlenen alt molar diş kronlarının okluzal üçlüsü uzun akslarına dik olarak düşük hızda çalışan elmas bir separe ile (Isomet; Buehler, ABD) su soğutması altında uzaklaştırılarak düz okluzal dentin yüzeyleri hazırlandı (Resim 2.18. a). Düz okluzal dentin yüzeyleri akan su altında #600 grit zımpara kağıdı ile aşındırılarak iyice düzleştirildi. Dişlerin düz okluzal yüzünden 8 mm uzaklık sabit kalemle işaretlendi. Antagonist olarak seçilen üst molar dişlerin mesio bukkal, disto bukkal ve distopalatinal kuspları airatör ve fissür elmas frez kullanılarak uzaklaştırıldı. Standart bir mine antagonist sağlayabilmek için sadece

mesiopaltinal kusp bırakıldı. Kusp tepe noktasında 10 mm uzaklık sabit kalemle işaretlendi ve dişin uzun aksına dik olan bir çizgi çizildi (Resim 2.18. b).

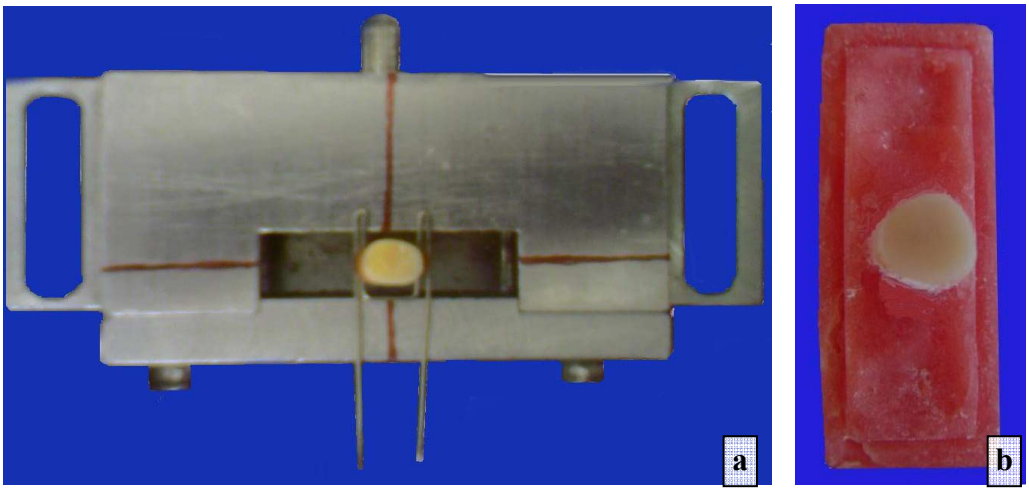
Hazırlanan alt molar dişlerin akrilik bloklara gömülmeden önce doğal periodontal ligamentin sağlayacağı hareket miktarınca mobil olmalarını sağlamak amacıyla yapay periodontal ligament hazırlandı. Bu amaçla dişler apekslerinden servikal de işaretlenen çizgiye kadar 0,2 mm kalınlığında mum ile kaplandı. Aljinat ölçü maddesi ile dişlerin kök ucundan kron kısmına kadar olan kısmının ölçüsü alındı. Kök yüzeylerindeki mumlar kazınarak uzaklaştırıldı ve kök yüzeyine uygulanacak ince ölçü maddesinin ayrılmaması için kaşık adezivi sürüldü (Resim 2.18. c). Aljinat ölçü maddesi ile alınan ölçülerin içerisine polieter ölçü maddesi enjekte edildi ve dişler içerisine yerleştirildi. Polieter ölçü maddesi sertleştikten sonra dişler ölçü içerisinden çıkartıldı ve bistüri yardımı ile mine sement sınırı boyunca fazlalıklar uzaklaştırıldı. Bu sayede dişlerin kök yüzeyleri servikalde belirlenen çizgi sınırına kadar polieter ölçü maddesi ile kaplandı (Resim 2.18. d).



Resim 2.18. a) Doku artıkları uzaklaştırılmış diş **b)** Okluzal düzlemden itibaren servikal yönde 8 mm uzaklığın işaretlenmesi **c)** Kök yüzeyine kaşık adezivi uygulanmış **d)** Polieter ölçü maddesi ile kaplanmış.

Hazırlanan dişlerin akrilik kalıplara standart yükseklikte yerleştirilebilmesi için alt molar dişler öceden hazırlanmış tel aparatlara okluzal düzleme paralel, 8mm uzaklıkta ve uzun aksları dik olacak şekilde mum ile sabitlendi. Antagonist olarak kullanılacak ve önceden düzenlenmiş üst molar dişlerde palatinal kusp tepesinin 10 mm uzağından, uzun aksları dik olacak şekilde tel aparata mum ile sabitlendi. Kök yüzeyleri yapay periodontal liagmentle kaplı dişleri akril içerisine yerleştirmek için

aşınma simülatörü yuvalarına uygun kalıplar kullanıldı. Tellere mum ile sabitlenen dişler kalıp üzerinde işaretlenen yerlere yerleştirildi (Resim 2.19. a).



Resim 2.19. a) Kalıp üzerinde dişin sabitlenmesi **b)** Dişin akrilik blok içine gömülmesi

Oda sıcaklığında polimerize olan polimetakrilat yapıdaki soğuk akrilik (Imicryl, Konya, Türkiye) üretici firma talimatlarına uygun oranlarda 10 gr. toz, 15 ml. likit ile karıştırılarak akışkan kıvamda hazırlandı ve kalıba dişlerin işaretlenen sınırına kadar akıtıldı. Akrilik rezinin tamamen polimerize olabilmesi için 15 dakika beklendi. Akriliğin polimerizasyonundan sonra aşınma simülatörü modelinin hazırlığı tefsiye ve cila işlemleri ile tamamlandı (Resim 2.19. b).

C) Restorasyonların yapımı:

Hazırlanan diş modelleri, 3 farklı direkt kompozit restorasyon materyali ve 2 farklı indirekt kompozit restorasyon materyali uygulanması için her grupta sekiz diş olacak şekilde rasgele beş gruba ayrıldı. Çalışmada standardizasyonu sağlamak için bütün restorasyon sistemlerinin A2 (A2B, A2E) renkleri kullanıldı.

Gruplar aşağıdaki gibidir:

1.Grup: Prompt-L pop Bond ve Filtek Supreme XT nano hibrit kompozit rezin ile restore edildi.
2.Grup: AdheSE Bond ve Tetric Evo Ceram nano hibrit kompozit rezin ile restore edildi.
3.Grup: Tyrian SPE + One-step plus ve Aelite Esthetic nano hibrit kompozit rezin ile restore edildi.
4.Grup: Panavia F rezin siman ve Estenia hibrit seramik kompozit rezin ile restore edildi.
5.Grup: Duo-Link rezin siman ve Tescera ATL mikro hibrit kompozit rezin ile restore edildi.

Hazırlanan örnekler iyice kurutulduktan sonra direkt kompozit rezin uygulamaları içinher firmanın kendi self etch bonding sistemleri üretici talimatları doğrultusunda dişlere uygulandı. Sonra düz diş yüzeyleri üzerine, standart kalınlıkta kompozit rezin blok elde edebilmek için 2 mm kalığında 8 mm genişliğinde teflon diskler konulup kompozit rezin uygulandı ve halojen ışık cihazı Hilux Expert (Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) ile sertleştirildi. İndirekt kompozit rezin uygulamalarında ise indirekt kompozit rezinler siman camı üzerine yerleştirilen 2mm kalığında 8mm genişliğinde teflon diskler içerisine yerleştirilerek birincil polimerizasyonu sağlandı. Hazırlanan kompozit diskler kalıplarından çıkartılarak özel fırınlarında polimerizasyonları tamamlandı. Daha sonra kompozit rezin diskler rezin simanlarla düz diş örnekleri üzerine yapıştırıldı.

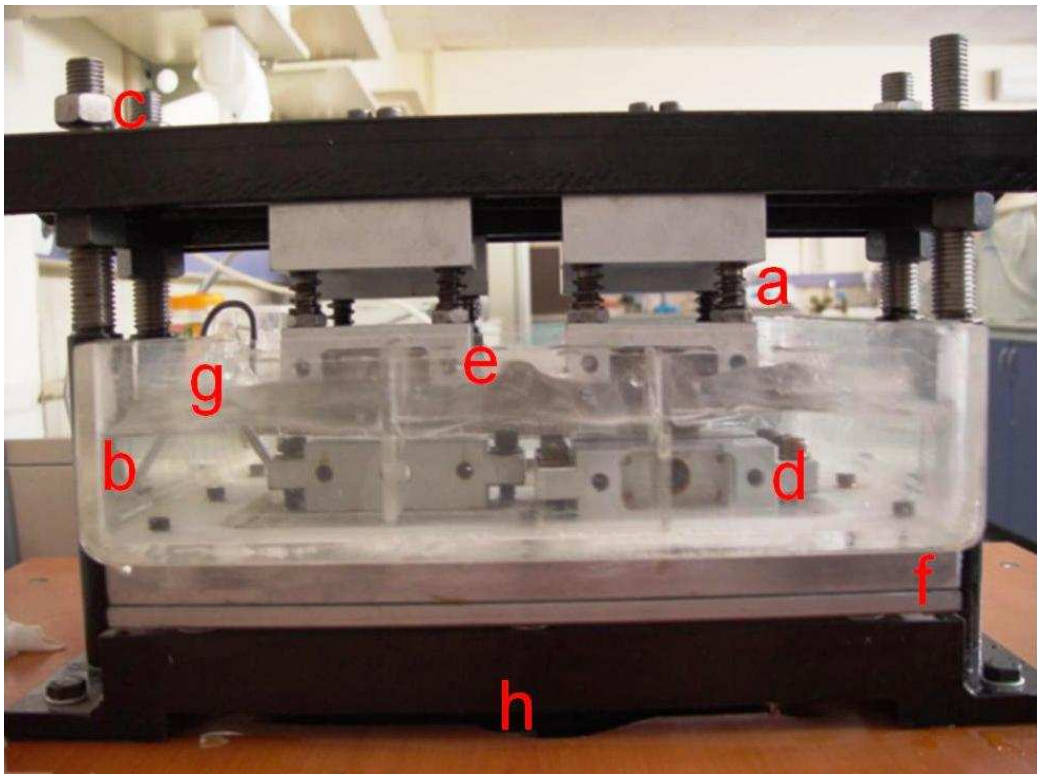
Örnekler hazırlandıktan sonra, kompozit rezin örneklerin yüzeyi abraziv diskler (Sof-Lex polyshing systems, 3M Espe, Almanya) ile düzleştirilip, polisaj pastası (Prisma Gloss, Dentsply, ABD) ve polisaj lastikleri (Enhance, Dentsply, ABD) kullanılarak polisajlandı.

Kompozit uygulanmış örnekler aşınma simülatörüne konulmadan önce her birinin hassas polieter ölçü maddesi ile ölçüleri alınıp, geliştirilmiş sert alçı ile modeli elde edildi.

2.2.1.2.Örneklerin Aşınma Simülatörü ile Aşındırılması

Hazırlanan örnekler gerçek daimi insan molar dişleri karşıtlığında çiğneme hareketlerini simüle edebilen cihazın uygun yerlerine yerleştirilip sabitlendi. Her örneğe 50-60 N kuvvet uygulandı. Cihazda 37^{o}C sabit sıcaklık ve suni tükürük ortamında, 0,5 mm laterale kayma hareketi ile, 1.2 Hz frekansta, 30 000 ve 60 000 devir ile antagonist örneğe çiğneme hareketi yaptırıldı. 30 000 ve 60 000 devir sonrası aşındırılan örneklerin her birinden hassas polieter ölçü maddesi ile ölçüleri alınıp, geliştirilmiş alçı ile modeli elde edildi. Hazırlanan alçı modellerin fazlalıkları alçı motorunda düzeltilerek 3B'lu taramaya hazır hale getirildi.

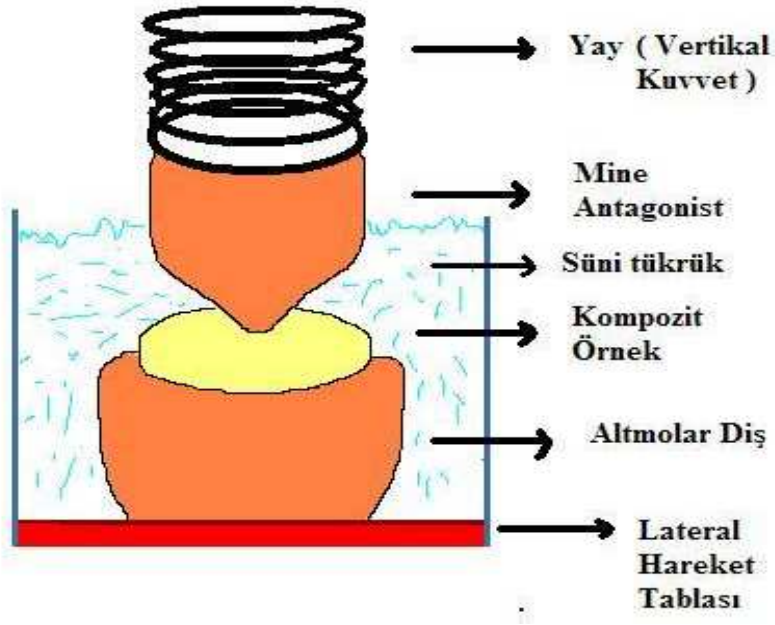
Çiğneme Simulatörü Tasarımı ve Sistemin Genel Yapısı:



Resim 2.20. Çiğneme simülatörü genel görüntüsü. **a.** Vertikal kuvveti uygulayan yaylar **b.** Örnekleri içinde barındıran su haznesi **c.** Vertikal sıkıştırma vidaları **d.** Alt örnek yerleştirme yuvası **e.** Üst antagonist yerleştirme yuvası **f.** Lateral hareketi sağlayan tabla **g.** Ortamın sıcaklığını ayarlayan rezistans **h.** Alt tablaya hareket veren şaft ve motor

Cihazın genel mekanik tasarımı, tüm sitemi taşıyan sabit bir ana gövde ve bu yüzey üzerindeki bilyalar üzerinde hareket edebilen bir tabladan oluşmaktadır. Bu tabla üzerinde örneklerin sabitlendiği dört adet yuva ve örneklerin suni tükürük içerisinde durmasını sağlayan su haznesi bulunmaktadır. Örnek yuvaları paslanmaz çelikten, hazne PVC (*Polyvinyl chloride*) plastikten oluşmaktadır. Cihazın çiğneme fonksiyonu için yayların şıkışma kuvvetleri kullanıldı. Test cihazı aynı anda dört örnek üzerinde çalışılabilecek şekilde tasarlandı. Sistemde, sıkıştırma vidaları ile şıkıştılan yayların yaklaşık 50-70 N vertikal kuvvet uygulaması sağlandı. Bu sayede üst örnek yuvasındaki mine antagonistin örnekler üzerine yük uygulaması sağlandı.

Önceden hazırlanan antagonist üst molar diş üst yuvaya ve hazırlanan örnek alt yuvaya yerleştirildikten sonra su haznesi örnekleri örtecek miktarda suni tükürük (Mayworm ve ark. 2008) ile doldurularak örneklerin kuruması önlendi ve aşınma sırasında oluşacak debrislerin örnek üzerinden uzaklaştırılması sağlandı. Sistem çalışma hızı ayarlanabilen bir elektrik motoru ve motorun dönmesini tablaya ileten bir şaft sitemi ile hareket etmektedir. Hareketli alt tabla 0,5-3 mm yarı çaplı ayarlanabilir eksantirik hareket yapabilmektedir.



Sekil 2.2. Kompozit rezin örneklere yük uygulaması.

Örnekleri yük altında bırakan yay kuvveti, sıkıştırma vidaları sayesinde manuel olarak ayarlanabilmektedir. Örnekler üzerine gelecek 50-70 N yük için gerekli olan sıkştırma miktarı önceden belirlendi. Kullanıcı, örnekler üzerine uygulanmak istenen kuvveti belirledikten sonra bu sıkıştırma vidaları sayesinde yayların sıkışma miktarlarını ve vertikal kuvvet mitarını ayarlayabilmektedir.

Çiğneme simülatörü kontrol panelindeki tuşlar ile istenen devir sayısına ayarlanabilmektedir. Tur sayısı minimum 1 000’ dan başlayıp 1 000 devir artırılarak maksimum 100 000 devire kadar çıkartılabilmaktedir. Örneklerin döngü frekansı da 0,1–5 Hz arasında ayarlanabilir. Yine kontrol paneli yardımı ile örneklerin bulunduğu ortamın sıcaklığı hazne içerisinde bulunan rezistans yardımı ile sabit 37 ^{o}C ye ayarlanabilir.

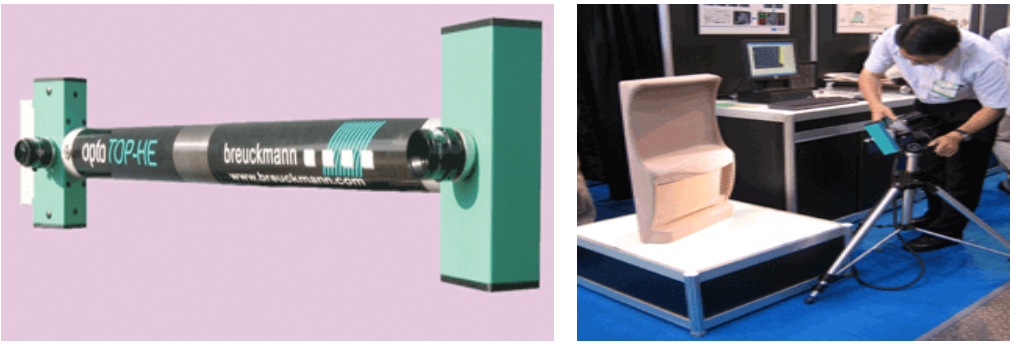
2.2.2. Üç boyutlu tarama

Klinik çalışmada hastalardan alınan ölçülerden hazırlanan alçı modellerin ve laboraturda aşınma simülatörü öncesi, 30 000 devir sonrası ve 60 000 devir sonrası örneklerden alınan ölçülerden elde edilen alçı modellerin, aşınma miktarlarının tespit edilebilmesi ve bilgisayar ortamında karşılaştırılabilmesi için 3B lu tarama cihazı ile 3B lu modelleri elde edildi. Örneklerin aşınma ölçümleri için Mucit Plastik Sanayi A.Ş. de bulunan Breuckmann 3B optik tarama (sayısallaştırma) sisteminden yararlanıldı.

2.2.2.1. Örneklere Ait 3B Nokta Bulutunun Elde Edilmesi

Alçı örneklerinin ölçülmesinde Resim 2.21'de görülen Breuckmann optoTOP-HE 3B optik tarama cihazı kullanıldı. Sistem bir kamera ve parça üzerine lazer ışını yansıtan projektörden oluşur. Deney örneklerini 3B olarak ölçerken dikkat edilecek en önemli konu çözünürlük ve tamlık arasındaki farktır. Çözünürlük, CCD sensörün algılayabildiği herhangi bir mesafedeki en küçük değişikliktir. Bu da kullanılan lense göre değişmektedir. Tamlık ise, taranan objenin optik kalitesini gösterir. Eğer obje mat bir yüzeye sahipse, tamlık ve çözünürlük hemen hemen aynı olacaktır. Eğer obje parlak bir yüzeye sahipse, lazer ışını CCD üzerinde parlayıp titreme oluşturmaktadır. Diğer taraftan parça ışığı emen çok koyu renkte bir yüzeye sahipse bu durumda da sensöre yeterli miktarda ışık dönemeyecektir. Bu dezavantajın ortadan kaldırılması için tarama işlemlerinde mat beyaz renkte alçı modeller kullanılmıştır.

Projektörün alçı modeller üzerine siyah beyaz ızgara desenleri şeklinde ışın demetleri düşürmesi sonucu oluşan yüzey görüntüleri optoCAD ve RapidForm2006 PP2 yazılımları kullanılarak bilgisayar ortamına aktarıldı. OptoCAD yazılımında dişlerin farklı pozisyonlardan taranması sonucu elde edilen görüntüler birleştirildi; RapidForm2006 PP2 yazılımında da aşınmış ve aşınmamış örneklerin değerlendirilmesi yapıldı. Resim 2.21'de bir parçaya ait ölçme işleminin optoTOP-HE cihazı ile nasıl yapıldığı görülmektedir.

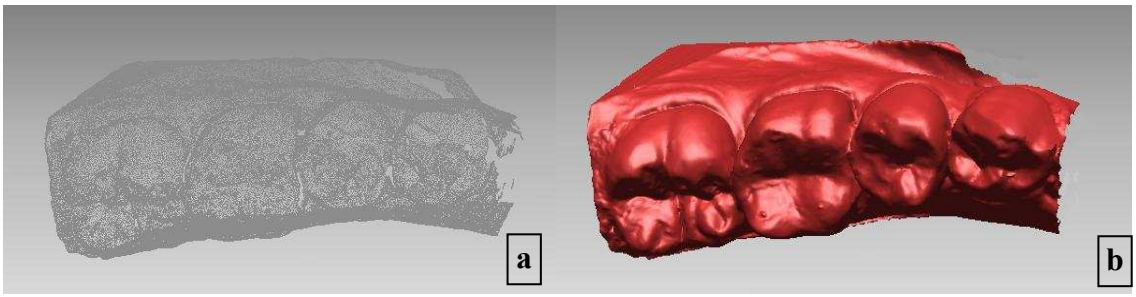


Resim 2.21. Breuckmann optoTOP-HE 3B optik tarama cihazı ve ölçme işleminin yapılması

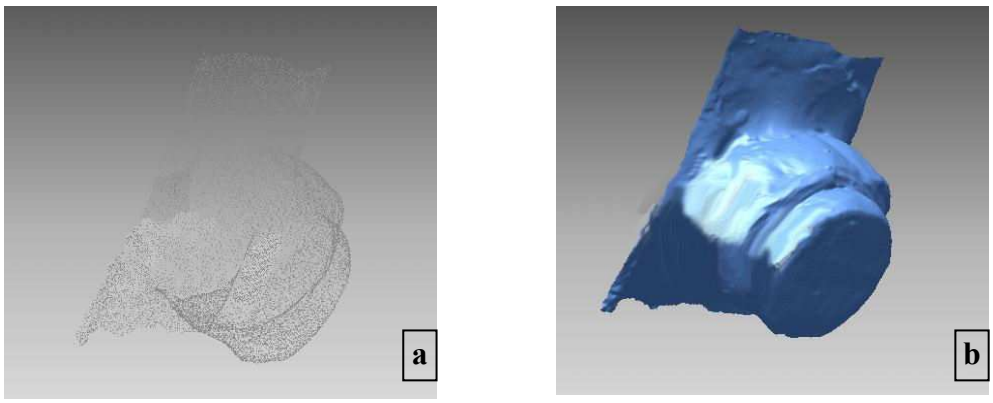
Ölçümü yaparken kullanılan lense göre, parçayı oluşturan ~185 000 adet veya ~1 000 000 adet noktaya sahip nokta bulutu elde edildi **(**Resim 2.22). Bunun için parça 15~20 defa farklı açılardan tarandı ve elde edilen değişik görüntüler optoCAD programında birleştirilerek modellerin tam bir görüntüsüne ulaşıldı. Ölçme işleminde ne kadar fazla poz alınırsa o kadar çok nokta koordinatı elde edilmektedir. Çekilecek poz sayısı parçanın büyüklüğüne ve yüzey düzgünlüğüne göre değişebilmektedir.

Parçaya ait pozlar optoCAD programında birleştirilirken operatör ölçümü yapılan örneğe ait en az üç belirgin noktayı kendisine referans olarak almakta ve birleştirme işlemini bu noktalar üzerinden yapmaktadır. Birleştirme yaparken çekilen iki poz arasında her zaman ortak noktalar alınamayabilir. Mesela çekilen iki poz birleştirilirken seçilen ortak noktalar arasındaki mesafe, lense göre 2 ile 6 µm olabilmektedir. Bu mesafeyi yazılım birleştirme sırasında gösterebilmektedir. Bunun dışına çıkıldığı zaman program birleştirmeyi yapmamaktadır. Pozları birleştirirken meydana gelen bu olumsuzluğu gidermek için tarama sırasında indeks mark adı verilen ve belli bir çapa sahip olan daire şeklindeki referans etiketleri kullanılmaktadır. Bu etiketler taranacak dişler etrafına belli aralıklarla yapıştırılır. Sistem tarama sırasında indeks markları da tarar ve onları sabit kabul eder. Bu şekilde tarama yapılırken örneğin sabit kalmasına dikkat edilir ve optoTOP-HE cihazı dişler etrafında döndürülür. Dişler hareket etmediğinden ve belli referans noktaları olduğundan daha düzgün görüntüler ortaya çıkar.

Dişlerin taranmasından sonra elde edilen noktaların oluşturduğu nokta bulutu ve 3B görüntüsü Resim 2.22 ve Resim 2.23'deki gibidir.

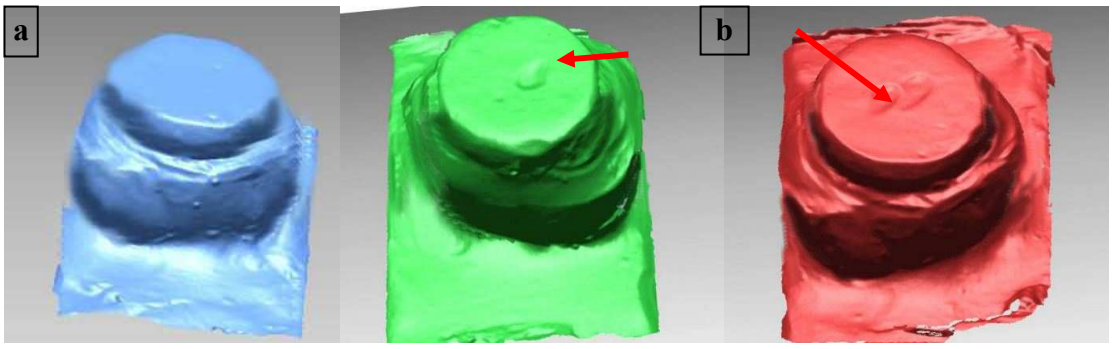


Resim 2.22. Hastalardan alınan ölçülerden elde edilen açı modellerin **a)** nokta bulutu **b)** 3B görüntüsü.



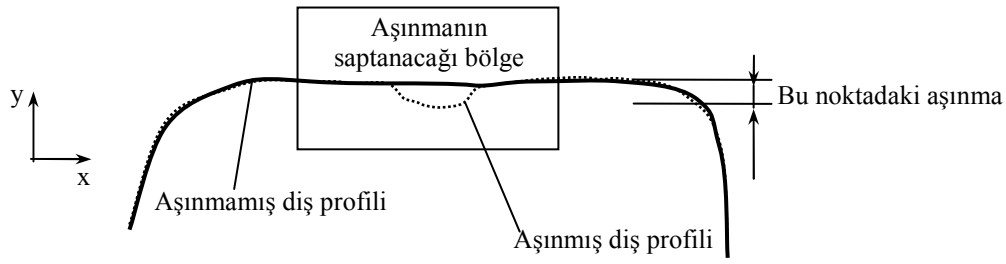
Resim 2.23. Laboratuvar modellerinden alınan ölçülerden elde edilen alçı modellerin **a)** nokta bulutu **b)** 3B görüntüsü.

Resim 2.24 (a) ve (b) aşınmamış ve aşınan örneklerin 3B görüntüsünü vermektedir. Burada önemli olan dişler ve restorasyon yapılan üst kısımlarıdır.



Resim 2.24. Diş örneklerinin 3B görüntüleri (a) Aşınmadan önce (b) Aşınmadan sonra

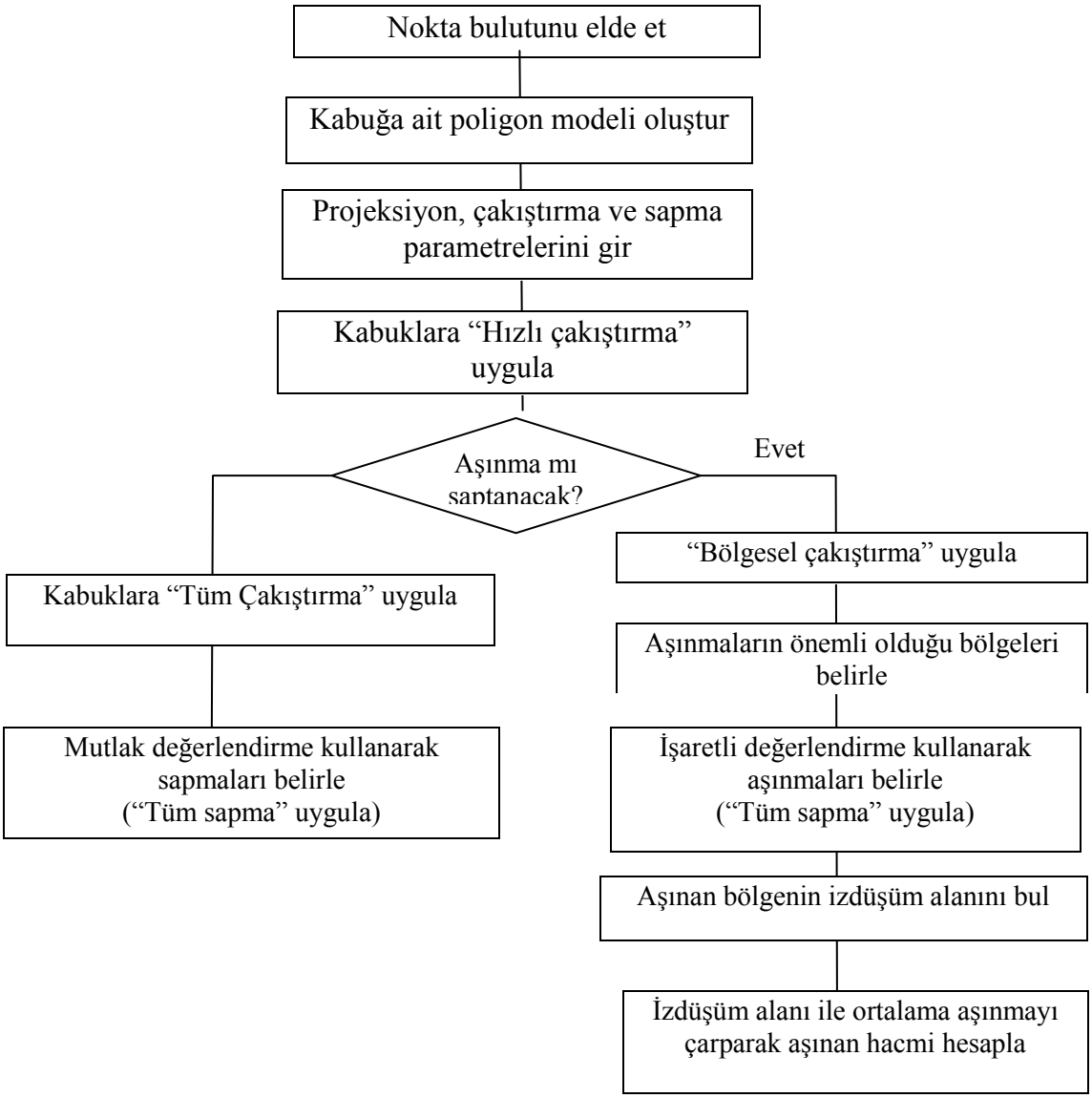
Bu çalışmada aşınma; aşınmamış ve aşınmış dişlerdeki düşey uzaklık olarak tanımlanmıştır (Şekil 2.3). Bu uzaklık aşındırma cihazında dişlerin birbirlerine göre hareket ettiği xz-düzlemine dik uzaklıktır. Aşınmanın saptanması istenen bölgeler belirlenerek, bu bölgelerdeki en büyük, en küçük ve ortalama aşınma ile standart sapma değerleri bulunabilmektedir. Kullanılan yazılımla farklı aşınma tanımlamalarını da yapmak mümkündür.



Şekil 2.3. Deney cihazında dişlerin birbirine göre hareket ettiği düzleme dik kesit profilinde aşınma tanımı

2.2.2.2. Dişleri Çakıştırma Ve Aşınmayı Ölçmek İçin İşlem Adımları

Ölçülen dişlere ait nokta bulutu öncelikle RapidForm2006 PP2 yazılımı kullanılarak üçgen yüzeylerden oluşan poligon modele dönüştürülür. Bu hali ile diş yüzeyleri RapidForm yazılımı tarafından bir kabuk (*Shell*) olarak tanınır. Kabuğun alt yüzeyi açıktır. Çünkü bu kısım ölçme sırasında tabla üzerinde bulunmaktadır ve yüzeydeki noktaların koordinatları alınmamıştır. Şekil 2.4 deki işlem sıraları yakip edilerek ölçülen dişlerde yapılan karşılaştırmada aşınma öncesi ve sonrası elde edilen ölçmeler kullanılarak aşınmalar saptanmıştır.

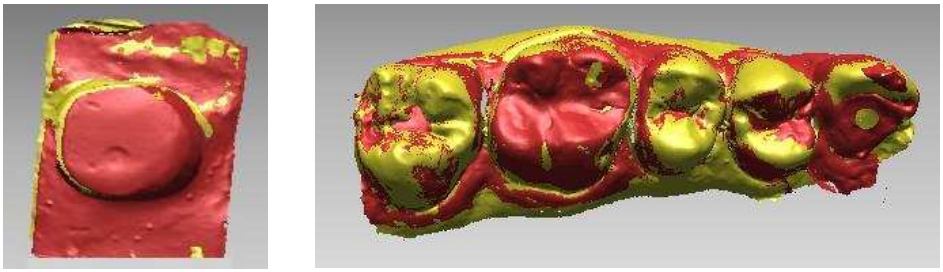


Şekil 2.4. Tekrarlanabilirliğin ve aşınmaların saptanması için kabuklara uygulanacak işlemler

2.2.2.3. Hızlı Çakıştırma (*Quick Register*)

Birbirleri ile karşılaştırılmak istenen iki kabuğa uygulanacak ilk adım "Hızlı çakıştırma" komutu kullanılarak kabukların bir ön çakıştırma işleminin yapılmasıdır. İlk önce aşınmış örnek seçilmek şartıyla, aşınmamış ve aşınmış örnek kendi aralarında hızlı çakıştırılarak kabaca birleştirilir (***inspection → register → quick register***). Bu komut iki kabuğu kabaca inceleyerek daha sonra yapılacak "Bölgesel çakıştırma" ve "Tam çakıştırma" komutlarının yapacağı denemeleri azaltarak yardımcı olur. Resim 2.25'de örneklere hızlı çakıştırma uygulaması gösterilmektedir.

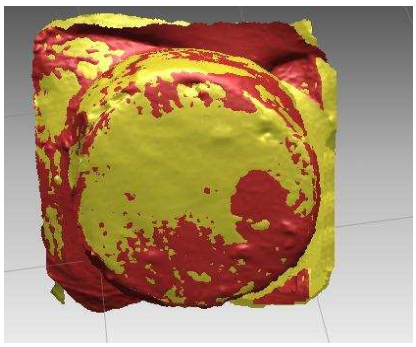
Bu komut uygulanmazsa çoğu zaman tam çakıştırma ve bölgesel çakıştırma komutları ile doğru sonuçlar alınamamaktadır. Düz kısımlardaki renk yığılmalarından da tam çakıştırma olmadığı sonucuna varılabilir.



Resim 2.25. Elde edilen alçı modellere hızlı çakıştırma işlemi uygulanması.

2.2.2.4. Tam Çakıştırma (*Whole Register*)

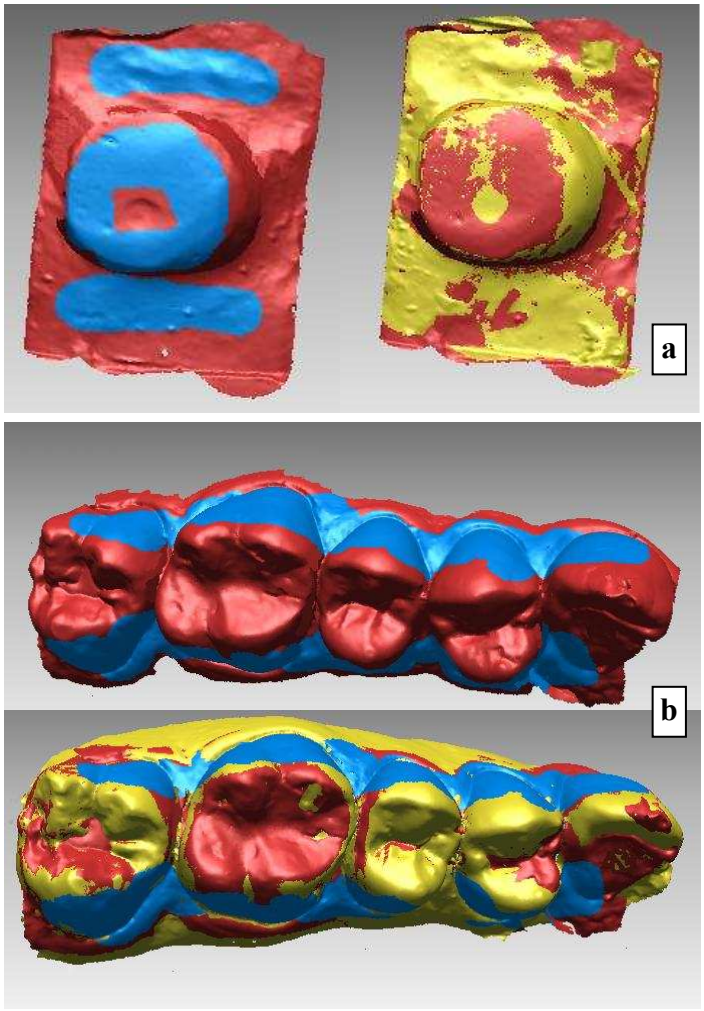
Ölçmelerin tekrarlanabilirliğinin araştırılması sırasında aynı örneğe ait farklı ölçmelerin karşılaştırılması durumunda ve aşınmanın saptanacağı model ile ilk modeli birbirlerine yaklaştırılması durumunda bu komut kullanılmalıdır. Resim 2.26'da, renklerin homojen dağılmasından, kabukların birbiri ile tam örtüştüğü anlaşılmaktadır



Resim 2.26. Elde edilen modeller üzerinde tam çakıştırma komutunun uygulanması. Tam çakıştırmada benzer kabuklar birbirlerine çok yaklaşır

2.2.2.5. Bölgesel Çakıştırma (*Regional Register*)

Aşınmanın saptanması için aşınmış ve aşınmamış örneklerin karşılaştırılması gerekir. Bu durumda tam çakıştırma uygulamak hatalı sonuçlar verir. Çünkü aşınmamış ve aşınmış bölgeler yazılım tarafından birbirlerine yaklaştırılmaya çalışılır. Bu nedenle sadece aşınmamış bölgelerin çakıştırılması için bölgesel çakıştırma gereklidir. Değişikliğe uğramayan bölgeler kullanıcı tarafından Resim 2.27'deki gibi seçilmelidir. Bu çalışmada bölgesel çakıştırma için örneklerin aşınmayan bölgeleri seçilmiştir. Hızlı çakıştırmadan sonra seçilen yüzeylerin bölgesel çakıştırmada referans olarak kullanılabilmesi için ***build → register → 2 shells → regional*** komutları uygulanır.

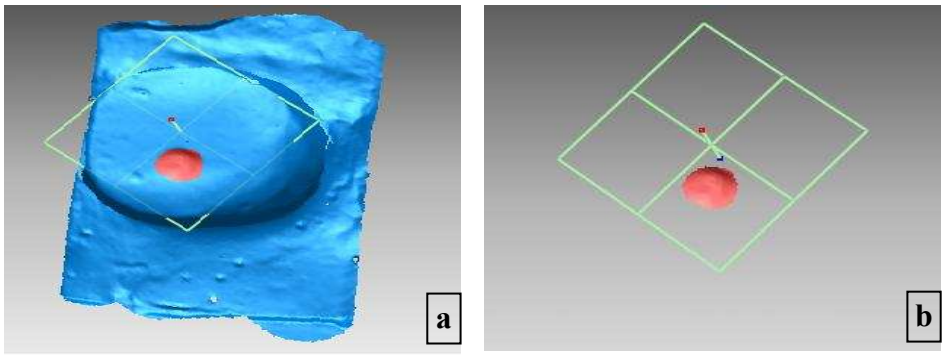


Resim 2.27. a) Bölgesel çakıştırma işlemi uygulanmış laborotuar modelleri **b)** Bölgesel çakıştırma işlemi uygulanmış klinik modelleri

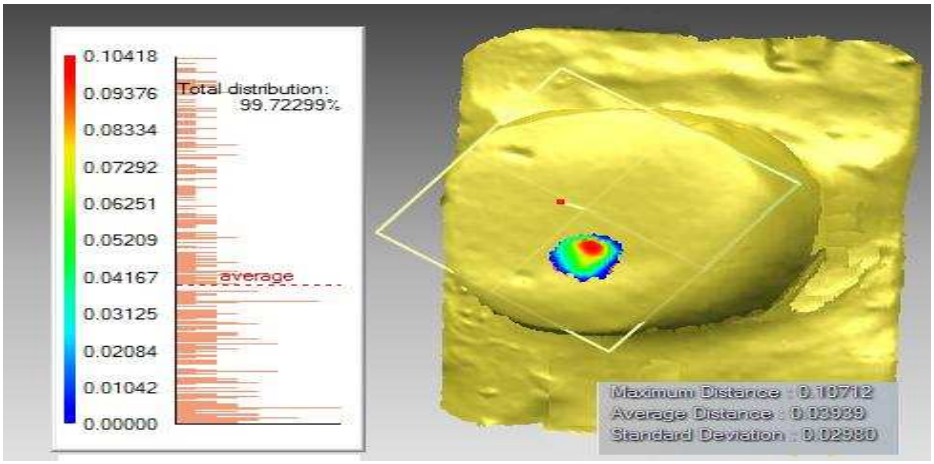
2.2.2.6. Aşınmanın Saptanması

Son adım bölgesel olarak çakışan örnekler arasındaki sapmaların tespit edilmesidir. Bu çalışmada aşınma, Şekil 2.3'de görüldüğü gibi aşınmamış ve aşınmış dişlerde, y ekseni doğrultusundaki düşey uzaklık olarak tanımlanmıştı. Bu uzaklık aşındırma testinde dişlerin birbirlerine göre hareket ettiği xz-düzlemine dik uzaklıktır.

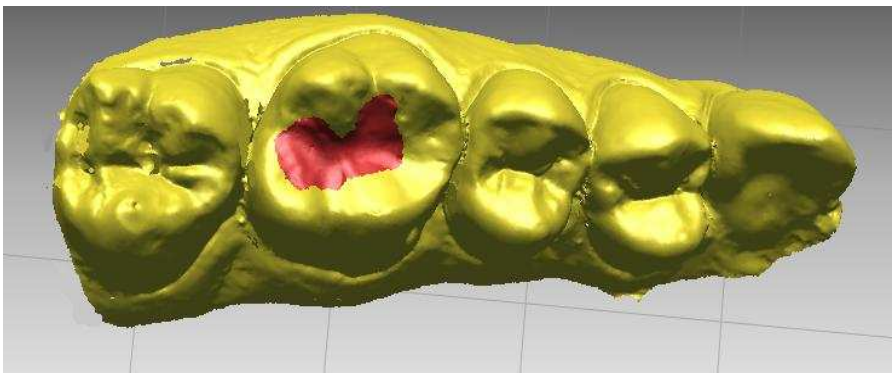
Breuckmann 3B optik tarama sistemini ve RapidForm yazılımını kullanarak Tanımlanan uzaklığı doğru olarak saptamak için, örneklerin aşınmış ve aşınmamış durumdaki ölçümleri, yukarıda anlatılan işlemler uygulanarak iki ölçümün bölgesel olarak çakıştırılması ile y ekseni doğrultusundaki konum değişiklikleri dik olarak ölçülür. Bölgesel oarak çakıştırılan model üzerine aşınmanın önemli olduğu bölge işaretlenir ve aşındırılmış modeldeki diğer bölgeler ignore şeçeneği ile uzaklaştırılır (Resim 2.28). Seçilen bölgeye kabuk-kabuk arası fark işlemi uygulanarak aşınmış ve aşınmamış model arasındaki en fazla, en az ve ortalama uzaklık miktarları belirlenir (Resim 2.29).



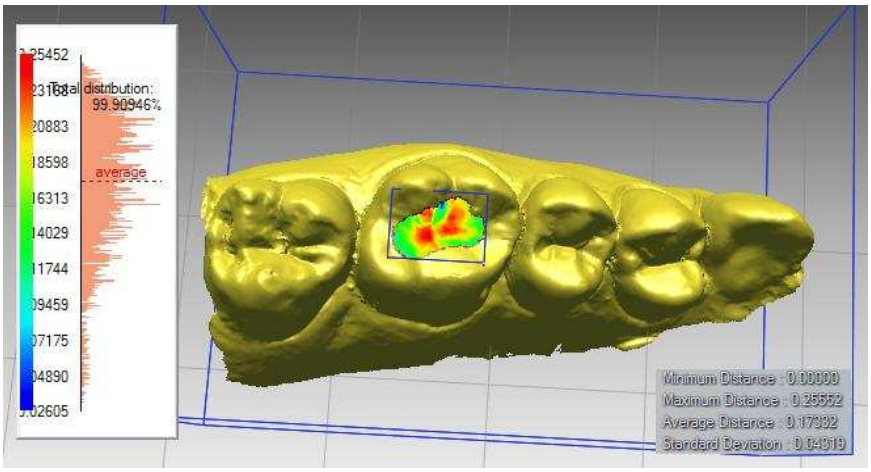
Resim 2.28. a) İn vitro çalışmadan elde edilen modeller üzerinde aşınmanın önemli olduğu bölgelerin seçilmesi **b)** Önemsiz aşınma bölgelerinin silinmesi



Resim 2.29. İn vitro çalışmadan elde edilen model üzerinde aşınmanın saptanması



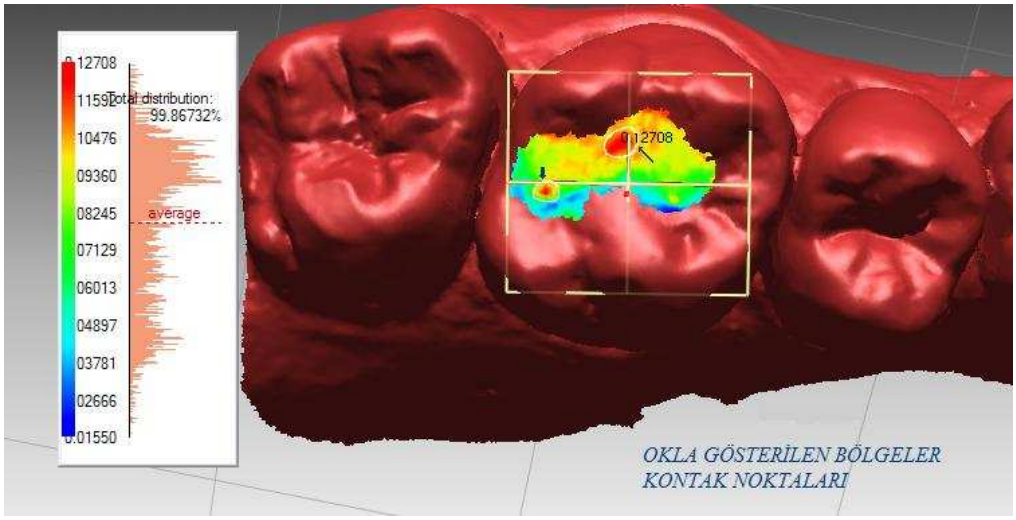
Resim 2.30. Klinik çalışmalardan elde edilen modeller üzerinde aşınmanın önemli olduğu bölgelerin seçilmesi



Resim 2.31. Klinik çalışmalardan elde edilen modeller üzerinde aşınmanın saptanması

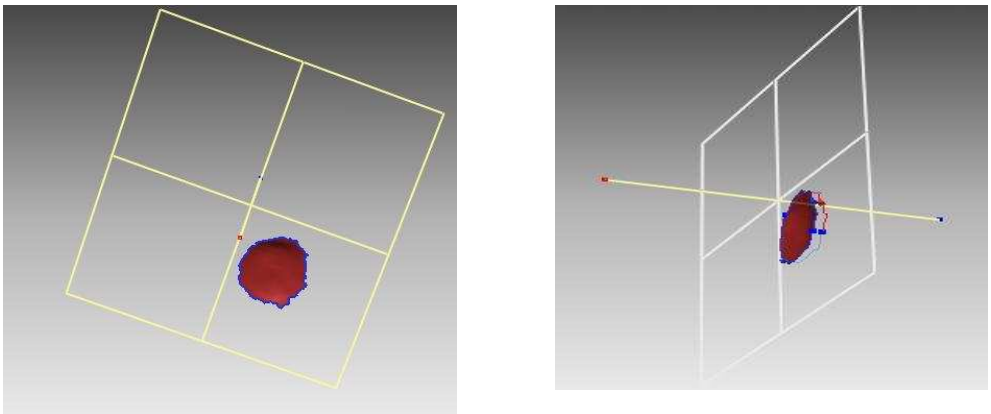
2.2.2.7. Aşınma Hacminin Saptanması

Aşınma hacminin bulunması istenen dolgu bölgesi diş yüzeylerinden ***select*** → ***entities*** → ***face*** komutu ile ayrılır (Resim 2.32) secilerek ayrılır. Burada kırmızı renkli bölge aşınmamış örneğe, renkli olan ise aşınmış örneğe ait dolgu bölgeleridir.



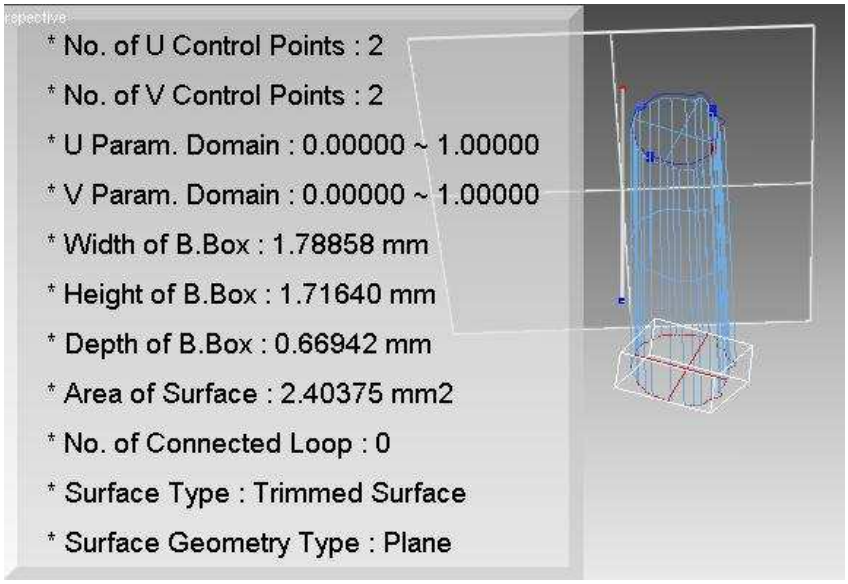
Resim 2.32. Klinik çalışmadan elde edilen modellerdeki restorasyon bölgelerinin seçilmesi

Yukarıda anlatıldığı gibi tüm sapma uygulanan ve ortalama aşınma miktarları saptanarak kaydedilen dolgu bölgelerinin ortak sınır bölgeleri ***show boundaries*** ile gösterilir ve bu bölgelerde ***curve*** → ***create*** → ***fit boundary*** ile referans eğriler oluşturulur. Oluşturulan eğriler ***curve*** → ***create*** → ***project to reference plane*** komutu ile iz düşürülür (Şekil 2.5).



Şekil 2.5 Sınır eğrileri referans düzleme iz düşürülür.

İz düşürülen eğriler referans vektör kullanılarak ***surface → create → extrude*** komutu ile yükseltilir ve oluşan yüzeylerin taban alanı ***information → surface*** komutundan bulunur (Şekil 2.6). Belirlenen toplam alan ortalama aşınma ile çarpılarak aşınma hacmi hesaplanır.



Şekil 2.6. Okluzal kontakt bölgesindeki taban alanının hesaplanması

2.2.3.Bükülme Dayanımı

2.2.3.1.Örneklerin Hazırlanması

Standartlara uygun boyutlarda kompozit rezin örnekler hazırlamak için önce 2 mm genişlik 2 mm kalınlık ve 25 mm uzunluğunda silikon kalıplar hazırlandı. Hazırlanan kalıplar içerisine kompozit rezin materyaller yerleştirildi. Direkt kompozit rezin materyaller üretici talimatlarına göre halojen ışık kaynağı ile her bölgeden 20'ser sn ışığa mazur bırakılarak polimerize edildi. Daha sonra kalıptan çıkartıldı. İndirekt kompozit rezinlerde önce halojen ışık kaynağı ile 180 sn ışığa maruz bırakıldı daha sonra üretici firmanın kendi polimerizasyon fırınında ve yine üretici firma talimatlarına göre ısı, ışık ve basınca maruz bırakılarak polimerizasyonları tamamlandı. Her bir kompozit rezin materyal için 8 örnek hazırlandı. Hazırlanan kompozit rezin çubukların bütün yüzeyleri 800 ve 1000 gritlik SiC su zımparaları ile cilalandı. Kompozit rezin çubuklar kumpas ile kontrol edilerek 2 x 2 x 25 mm boyutlarında oldukları doğrulandı (Resim 2.33). Hazırlanan örnekler 24 saat 37^{o}C distile suda bekletildi.



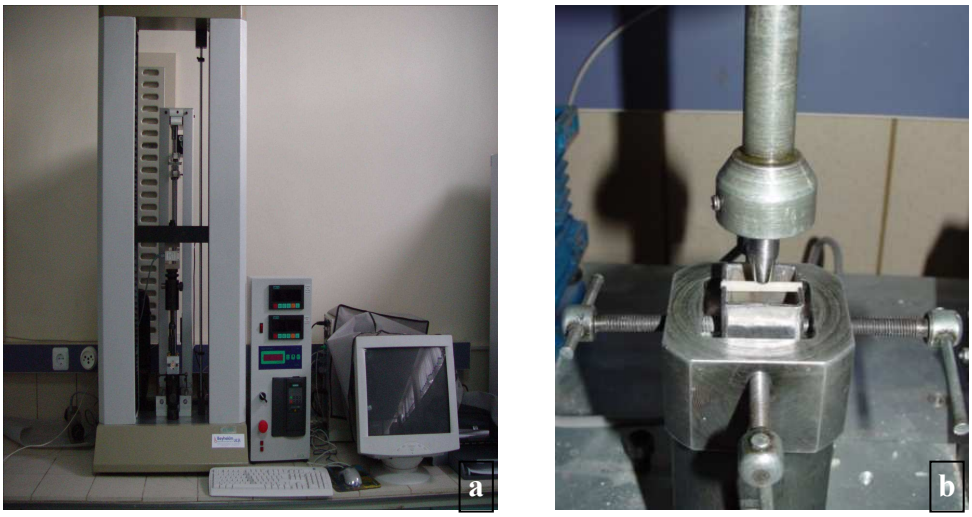
Resim 2.33. 2 x 2 x 25 mm boyutlarındaki kompozit rezin çubuklar

2.2.3.2. Üç Nokta Bükme Testi

Kompozit rezin örneklere üç nokta bükme testi bilgisayar kontrollü Instron test cihazı ile 1mm/dk hızla yapıldı (Resim 2.34). Hazırlanan kompozit örnekler Instron cihazı için özel hazırlanan 20 mm genişlikteki yuvalara yerleştirildi. Kompozit rezin çubukların orta noktasına ucu yuvarlatılmış özel bir uç ile kuvvet uygulanarak kırılması sağlandı. Kırılma değerleri kaydedildi.

Bükme dayanımı hesaplanırken [$S=3PL/2bh^2$] formülü kulanıldı.

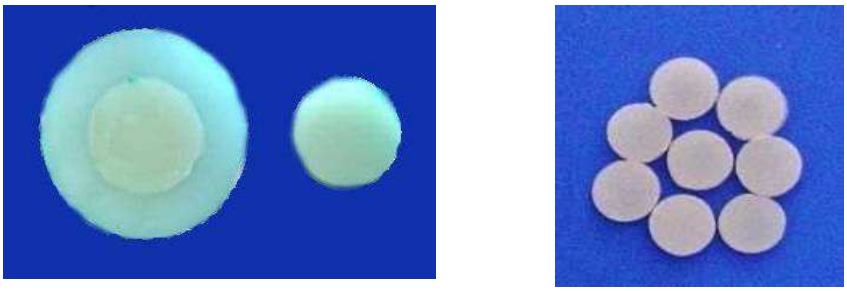
Bu formülde L destek noktala arası mesafeyi (mm), b örnek genişliğini (mm), h örnek yüsekliğini (mm), P maksimum yük mikarını (N) gösterir.



Resim 2.34. a) İnstron cihazı, b) İnstron cihazında örneklere yükleme uygulaması

2.2.4. Yüzey Mikro Sertliği ve Pürüzlülüğü

Her bir kompozit rezin materyalden üretici firma talimatlarına göre 2 mm yüksekliğinde ve 8 mm çapında yuvarlak teflon kalıplar içerisinde 8'er adet örnek hazırlandı. Kompozit rezin materyaller iki cam arasına yerleştirilen teflon kalıp içerisine yerleştirildikten sonra direkt kompozit rezinlerde 20 sn, indirekt kompozit rezinlerde ise 180 sn halojen ışık kaynağıyla polimerizasyonları sağlandı. Daha sonra kalıplardan çıkartılan indirekt kompozit rezinler üretici talimatlarına göre ikincil polimerizasyonları da tamamlandı. Daha sonra her bir örneğin test edilecek ışığa maruz bırakılan üst yüzeyi 600-1200 gritlik SiC zımparalar ile su altında düzleştirilip, Polisaj pastası kullanılarak abraziv diskler ile cilalandı. Kompozit rezin rezin örnekler test edilinceye kadar oda ısısında distile su içerisinde bekletildi.



Resim 2.35. Mikro sertlik ve yüzey pürüzlülüğü için hazırlanan kompozit rezin diskler

Cilalanan örneklerin yüzey pürüzlülüğü Computerize Roughness Tester (Mitutoyo, ABD) (Resim 2.36) yüzey pürüzlülük cihazı ile ölçüldü. Her örneğin 3 farklı bölgesinden ölçüm yapıldı, ortalama ve standart sapma Ra cinsinden tespit edildi. Ra parametresi bir yüzeyin baştanbaşa pürüzlülüğünü niteler ve belirli bir ölçüm aralığında çizilen bir hattan pürüzlülük profilinin, bütün mutlak uzaklığının aritmetik ortalama değeri olarak tarif edilebilir.



Resim 2.36. Araştırmada kullanılan Computerize Roughness Tester yüzey pürüzlülük cihazı

Restoratif materyallerin yüzey sertlikleri Vicker's Hardness Tester (Shimadzu, ABD) yüzey sertlik ölçüm cihazı ile ölçüldü. (Resim 2.37) Bunun için her örneğin üst yüzeyinde 300 gr yük 20 sn uygulanarak oluşan çentik mikroskopta ölçülerek değerleri belirlendi. Daha sonra bu ölçümlerden elde edilen değerler Vicker's sertlik birimine dönüştürüldü.



Resim 2.37. Çalışmada kullanılan Vicker's Hardness Tester yüzey sertlik ölçüm cihazı

2.3.İstatiksel Değerlendirme

Klinik çalışma sonrası elde edilen verilerle, kompozit rezinlerin klinik durumları arası farklılıkların tespiti için Chi-square ve Mc Nemar testleri kulanıldı.

Kompozit rezin materyallarin klinik ve laboratuvar aşınma miktarları açısından farklılıklarınının varlığının değerlendirilmesinde tek yönlü ANOVA Testi, bu farklılıkların hangi kompozit rezinler arasında olduğunu belirlemek için ise Tukey's HSD ve Scheffe Testleri kullanıldı.

İn vitro çalışmada kullanılan beş adet kompozit rezin materyale ait bükülme dayanımı, yüzey mikro pürüzlülüğü ve yüzey mikro sertliği değerler arasındaki farklılıkların tespiti için tek yönlü ANOVA testi kullanıldı. Farklılıkların hangi kompozit rezin materyalde olduğunu belirlemek için ise Tukey's HSD ve Scheffe testleri uygulandı.

İstatiksel analizler için SPSS Windows 13.0 paket programından yararlanıldı.

3.BULGULAR

3.1. Klinik Çalışma Bulguları

3.1.1.Kompozit Rezin Materyallerin Klinik Durumu

Bu çalışmanın klinik bölümünde her bir kompozit rezin restorasyon materyali için 20 adet olmak üzere toplam 100 adet restorasyon uygulandı. Bunlardan 50 tanesi sedece okluzal yüzeyi içine alacak şekilde tek yüzlü, 50 tanesi ise okluzo-mezial yada okluzo-distal yüzeylerde olacak şekilde iki yüzlü kavitelere uygulandı. Restorasyonlardan 76 tanesi birinci azı dişine, 24 tanesi ise ikinci azı dişine uygulandı.

Yapılan restorasyonların birinde altı ay sonra oluşan şiddetli ağrı nedeniyle kanal tedavisi uygulandı ve restorasyonu değiştirilmek zorunda kalındı. Bu nedenle hasta klinik aşınma takibinden çıkartıldı.

Yapılan restorasyonların 6 ay ve 1 yıllık kontrol periyotları sonucunda, ortalama %99 luk hasta takibi sağlandı. Kullanılan kompozit rezin materyal başına incelenebilen restorasyon adetleri Çizelge3.1 üzerinde gösterilmiştir. Bu periyotta hastalarımızdan bir tanesi okulunun bitmesi ve adres değişikliği sebepleriyle kontrol edilememiştir.

Çizelge 3.1: Kontrol edilebilen restorasyon sayıları

Kullanılan Kompozit Materyaller	**Başlangıçtaki restorasyon adedi**	**1 yıl sonrası kontrol edilen restorasyon adedi**
Estenia	21	20
Tescera ATL	21	20
Filtek Supreme XT	20	20
Tetric Evo Ceram	20	20
Aelite Esthetic	21	20

Çalışmada kullandığımız posterior restorasyon materyallerine göre, çalışma süresi boyunca, modifiye USPH kriterlerine dayanarak en az iki farklı gözlemciden elde etiğimiz değerlendirme sonuçlarının oranlamaları Çizelge 3.2. ve Çizelge 3.6’

da verilmiştir. Yine modifiye USPH kriterleri göre kompozit rezinlerin başarı yüzdeleri Çizelge 3.7. üzerinde gösterilmiştir.

Çizelge 3.2. İndirekt kompozit rezin materyal- Estenia için modifiye USPH kriterleri ile elde edilen ortalama skorlar

Takip periyodu	Skor	Yüzey Görünümü	Marjinal Adaptasyon	Marjinal Renklenme	Dişeti Uyumu	Diş Hassasiyeti	Renk Uyumu	Retansiyon
1 hafta	A	20	20	20	20	20	20	20
	B							
	C							
6 ay	A	20	20	20	20	20	20	20
	B							
	C							
1 yıl	A	20	20	20	20	19	20	20
	B					1		
	C							

Çizelge 3.3. İndirekt kompozit rezin materyal- Tescera ATL için modifiye USPH kriterleri ile elde edilen ortalama skorlar

Takip periyodu	Skor	Yüzey Görünümü	Marjinal Adaptasyon	Marjinal Renklenme	Dişeti Uyumu	Diş Hassasiyeti	Renk Uyumu	Retansiyon
1 hafta	A	20	20	20	20	20	19	20
	B						1	
	C							
6 ay	A	20	20	18	20	20	19	20
	B			2			1	
	C							
1 yıl	A	20	19	17	20	20	19	20
	B		1	3			1	
	C							

Çizelge 3.4. Direkt kompozit rezin materyal- Filtek Supreme XT için modifiye USPH kriterleri ile elde edilen ortalama skorlar

Takip periyodu	Skor	Yüzey Görünümü	Marjinal Adaptasyon	Marjinal Renklenme	Dişeti Uyumu	Diş Hassasiyeti	Renk Uyumu	Retansiyon
1 hafta	A	20	20	20	20	20	20	20
	B							
	C							
6 ay	A	18	20	18	20	20	20	20
	B	2		2				
	C							
1 yıl	A	16	20	17	20	20	20	20
	B	4		3				
	C							

Çizelge 3.5. Direkt kompozit rezin materyal-Tetric Evo Ceram için modifiye USPH kriterleri ile elde edilen ortalama skorlar

Takip periyodu	Skor	Yüzey Görünümü	Marjinal Adaptasyon	Marjinal Renklenme	Dişeti Uyumu	Diş Hassasiyeti	Renk Uyumu	Retansiyon
1 hafta	A	20	20	20	20	20	20	20
	B							
	C							
6 ay	A	19	20	20	20	20	20	20
	B	1						
	C							
1 yıl	A	19	19	19	20	20	20	20
	B	1	1	1				
	C							

Çizelge 3.6. Direkt kompozit rezin materyal- Aelite Esthetic için modifiye USPH kriterleri ile elde edilen ortalama skorlar

Takip periyodu	Skor	Yüzey Görünümü	Marjinal Adaptasyon	Marjinal Renklenme	Dişeti Uyumu	Diş Hassasiyeti	Renk Uyumu	Retansiyon
1 hafta	A	20	20	20	20	20	20	20
	B							
	C							
6 ay	A	19	20	19	20	20	20	20
	B	1		1				
	C							
1 yıl	A	19	20	19	20	20	20	20
	B	1		1				
	C							

Çizelge 3.7. Modifiye USPH kriterleri göre kompozit rezinlerin bir yıllık başarı yüzdeleri

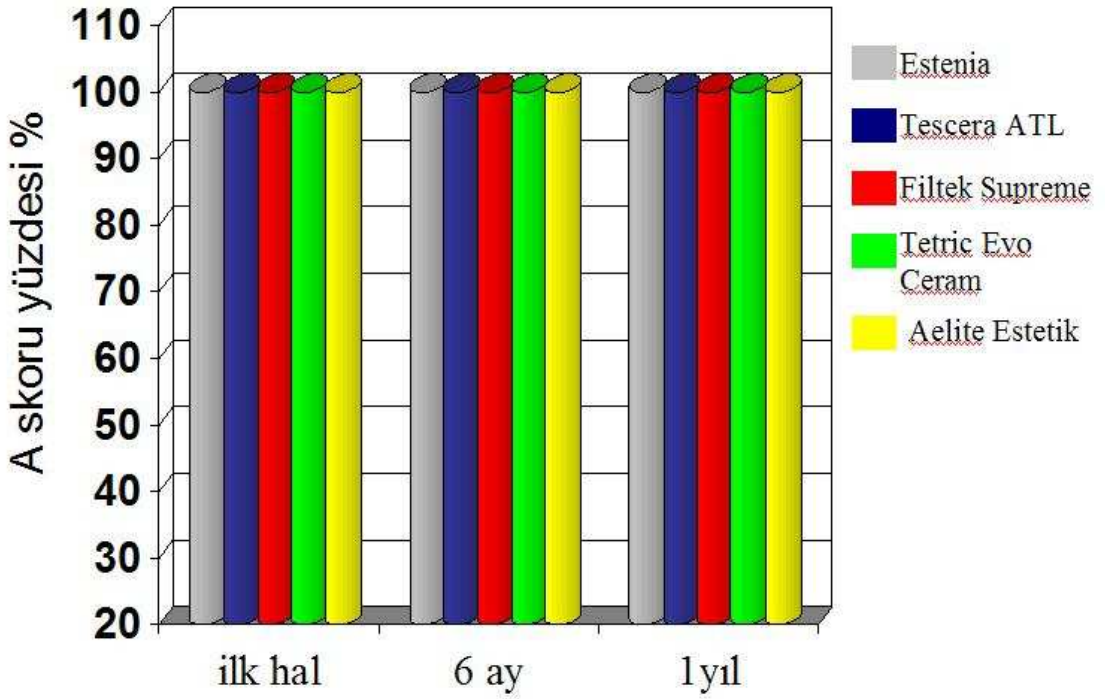
		Estenia		Tescera ATL		Filtek Supreme XT		Tetric Evo Ceram		Aelite Esthetic	
Yüzey Görünümü	A	20	%100	20	%100	16	%80	19	%95	19	%95
	B					4		1		1	
	C										
Marjinal Adaptasyon	A	20	%100	19	%95	20	%100	19	%95	20	%100
	B			1				1			
	C										
Marjinal Renklenme	A	20	%100	17	%85	17	%85	19	%95	19	%95
	B			3		3		1		1	
	C										
Dişeti Uyumu	A	20	%100	20	%100	20	%100	20	%100	20	%100
	B										
	C										
Diş Hassasiyeti	A	19	%95	20	%100	20	%100	20	%100	20	%100
	B	1									
	C										
Renk Uyumu	A	20	%100	19	%95	20	%100	20	%100	20	%100
	B			1							
	C										
Retansiyon	A	20	%100	20	%100	20	%100	20	%100	20	%100
	B										
	C										

Yapılan değerlendirmeler sonucunda retansiyon ve dişeti uyumu kriterleri açısından bütün restorasyonlarda başlangıç ve 1 yıl sonraki A (Alfa) skor ortalamasının %100 olduğu gözlendi.

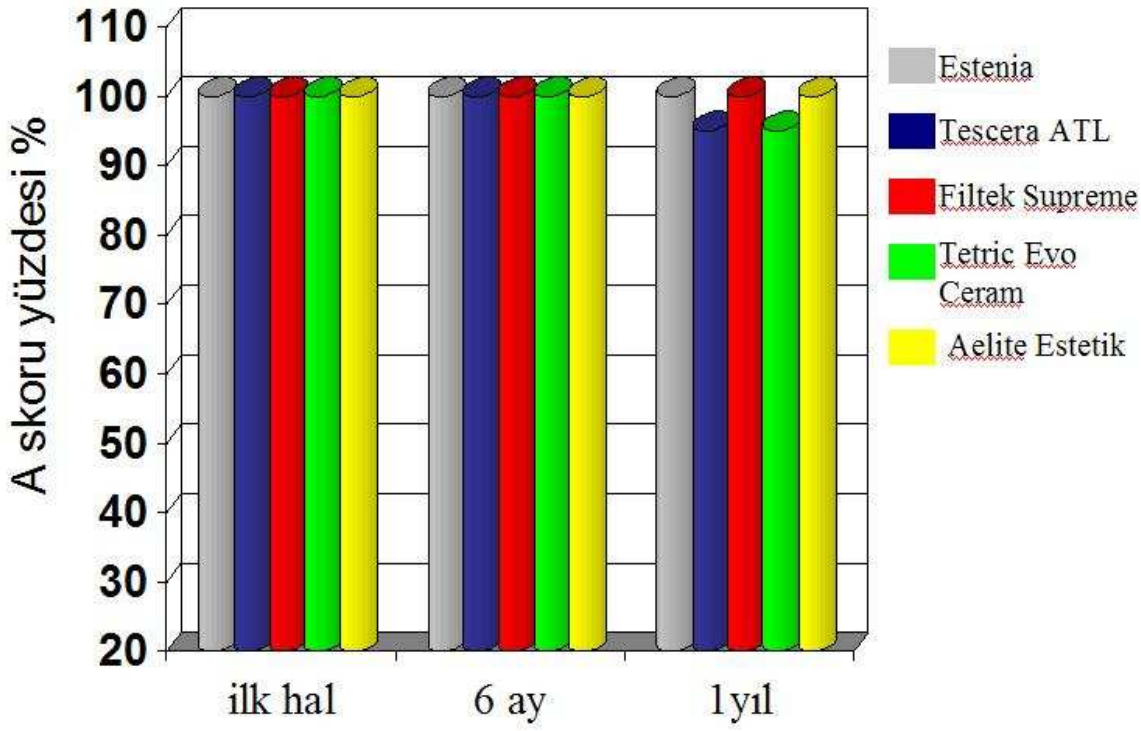
Bir yıl sonundaki değerlendirmeler sonucunda; Tescera ATL'nin renk uyumu, indirekt kompozit rezin Estenia'nın diş hassasiyeti, Tetric Evo Ceram ve Aelite Esthetic'in marjinal renklenme ve yüzey görünümü ve Tescera ATL ve Tetric Evo Ceram'ın marjinal uyum kriterlerinin %95 oranında Alfa (A) skoruna sahip olduğu belirlendi. Yine bir yıl sonucunda; Filtek Supreme XT'nin yüzey görünümü kriterinin %80 oranında A skoru ve Tescera ATL ve Filtek Supreme XT'nin marjinal renklenme kriterinin %85 oaranında A skoru olduğu gözlendi.

Bir yıl sonunda, bütün restoratif sistemler için diğer klinik değerlendirme kriterleri ise %100 A skoru olarak saptandı.

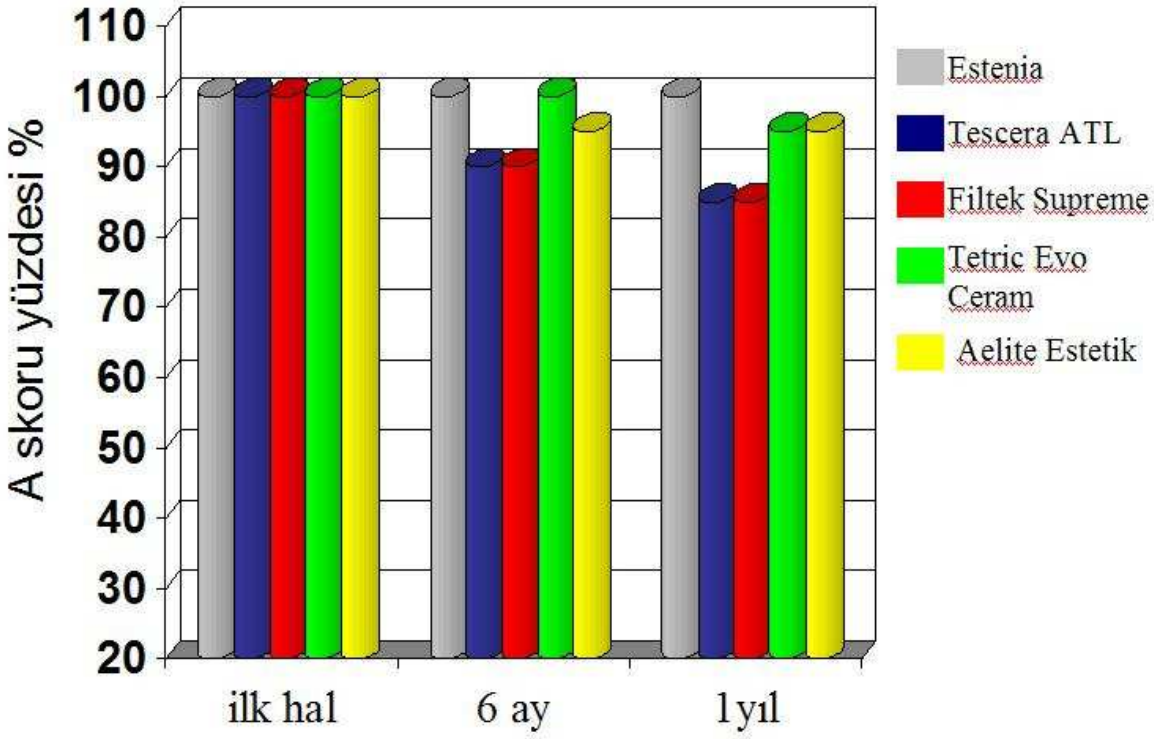
McNemar ve Chi-square testleri ile yapılan istatistiksel analiz sonucunda kullanılan kompozit rezin materyaller arasında 6 ay ve bir yıllık periyotlar sonucunda belirgin bir fark gözlenmedi. Bütün restorasyonlar klinik olarak kabul edilebilir bulundu. Yapılan restorasyonların 1 yıl sonraki klinik durumları Resim 3.1- Resim 3.5'de gösterildi. Sadece yüzey pürüzlülüğü ve marjinal renklenme kriterlerinde materyaller arası A skor ve B skoru miktarında sayısal bir fark bulundu. Ancak istatistiksel açıdan bir fark gözlenmedi. Gruplar arası sayısal farklılıklar Grafik 3.3 ve Grafik 3.4' de gösterildi.



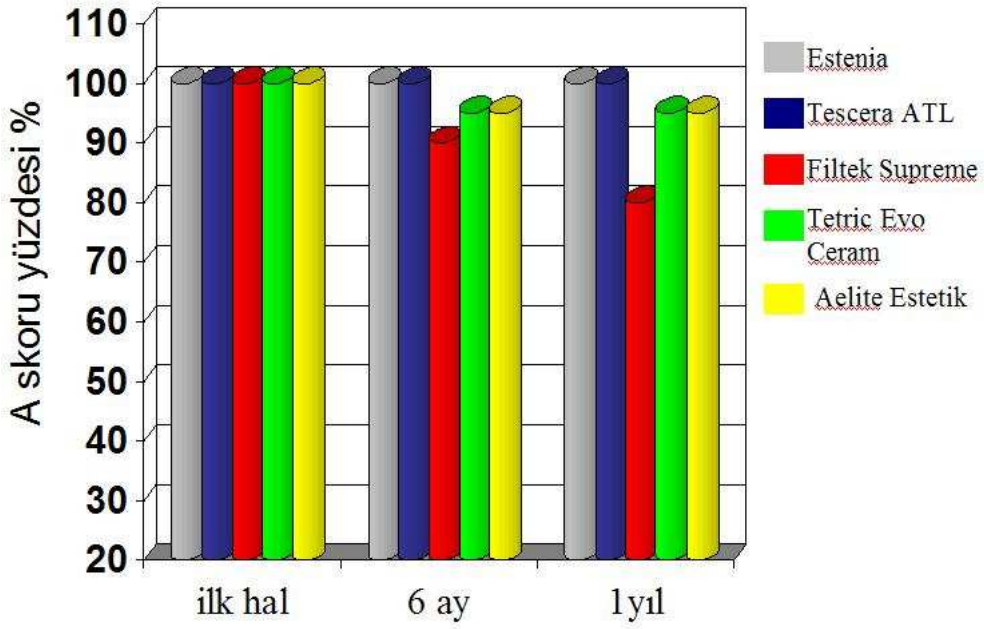
Grafik 3.1. Uygulanan kompozit rezin restorasyonların modifiye USPH kriterlerine göre başarı (A skor) yüzdelerinin dişeti uyumu ve retansiyonları açısından değerlendirilmeleri.



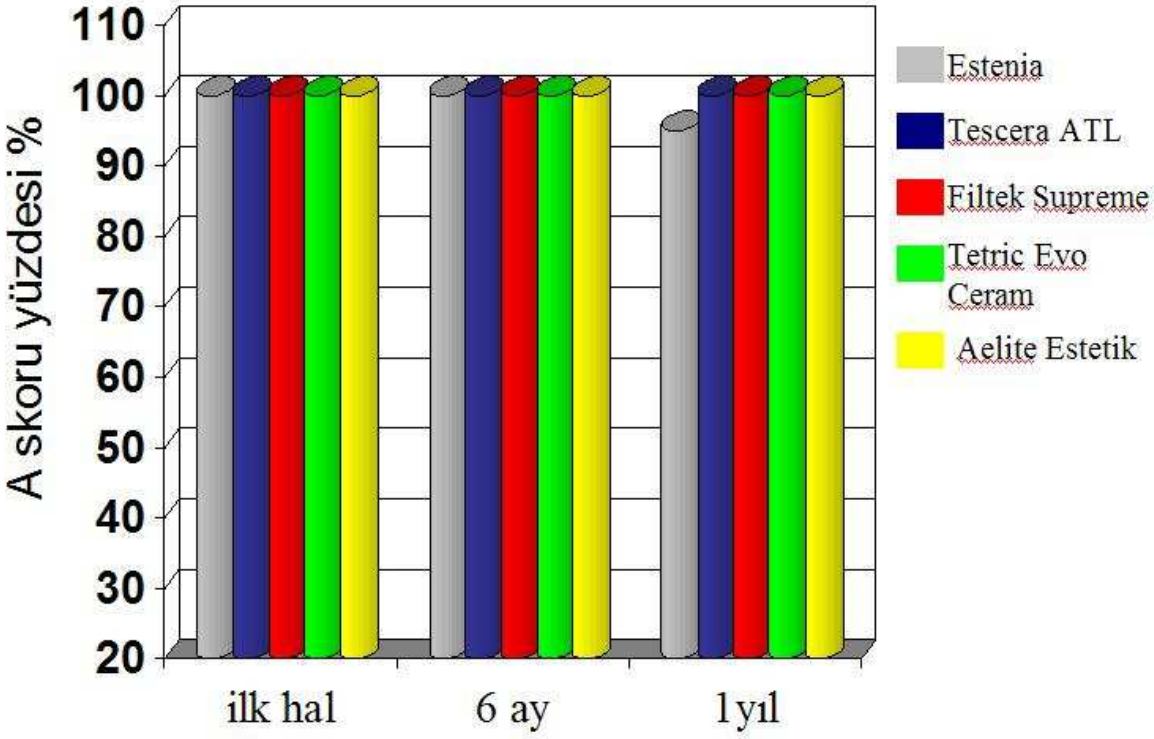
Grafik 3.2. Uygulanan kompozit rezin restorasyonların modifiye USPH kriterlerine göre başarı (A skor) yüzdelerinin marjinal adaptasyon açısından değerlendirilmeleri.



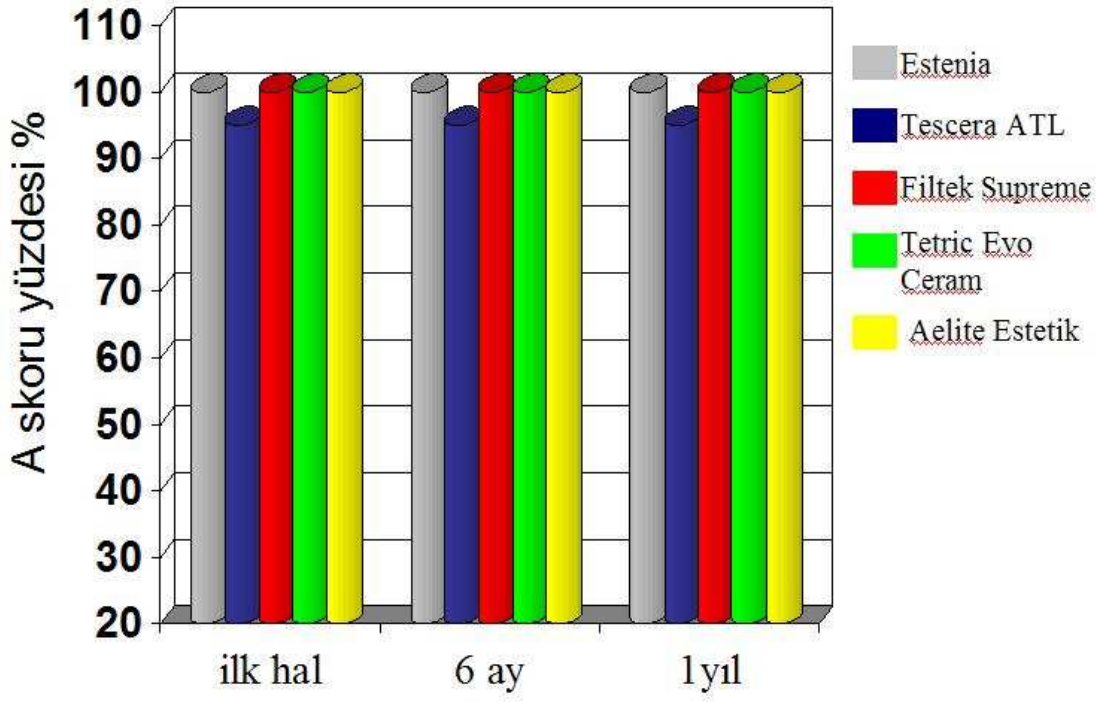
Grafik 3.3. Uygulanan kompozit rezin restorasyonların modifiye USPH kriterlerine göre başarı (A skor) yüzdelerinin marjinal renklenme açısından değerlendirilmeleri.



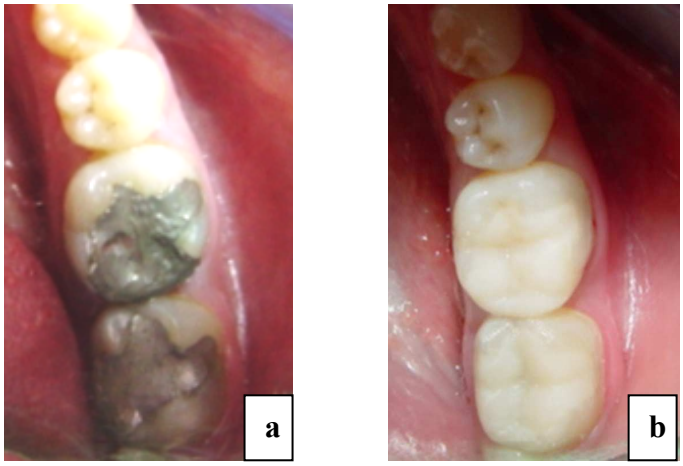
Grafik 3.4. Uygulanan kompozit rezin restorasyonların modifiye USPH kriterlerine göre yüzey başarı (A skor) yüzdelerinin görünümü açısından değerlendirilmeleri.



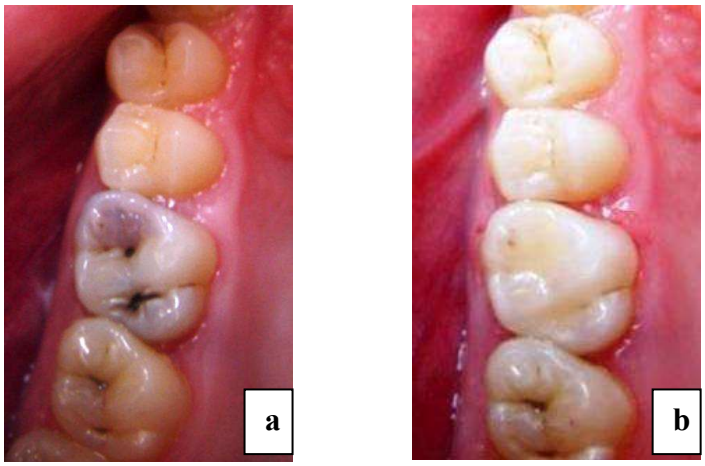
Grafik 3.5. Uygulanan kompozit rezin restorasyonların modifiye USPH kriterlerine göre başarı (A skor) yüzdelerinin diş hassasiyeti açısından değerlendirilmeleri.



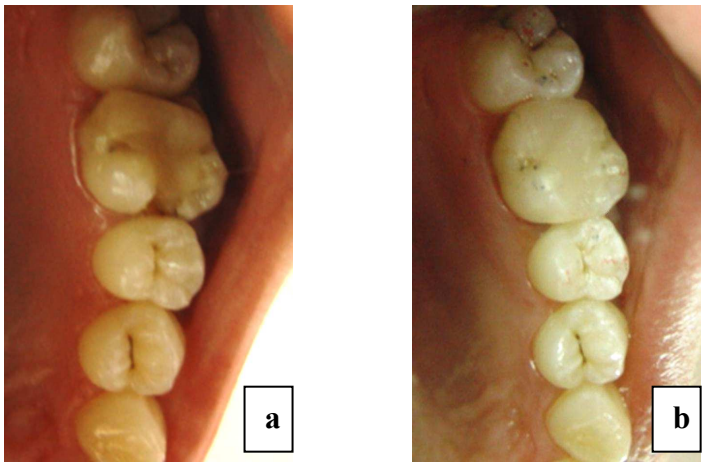
Grafik 3.6. Uygulanan kompozit rezin restorasyonların modifiye USPH kriterlerine göre başarı (A skor) yüzdelerinin renk uyumu açısından değerlendirilmeleri.



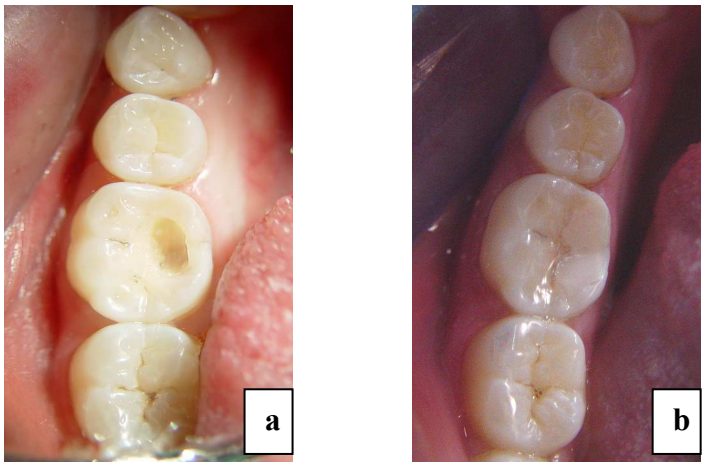
Resim 3.1. 46 ve 47 numaralı dişlerin Estenia indirekt kompozit rezin ile restorasyonu a) restorasyon öncesi b) 1 yıl sonraki görüntüsü.



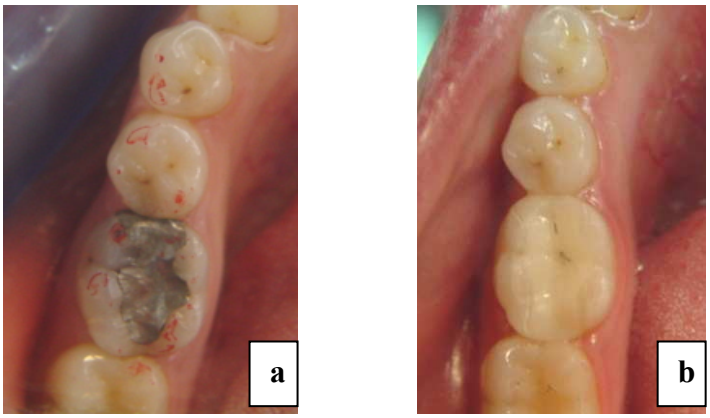
Resim 3.2. 16 numaralı dişin Filtek Supreme XT kompozit rezin ile restorasyonu a) restorasyon öncesi b) 1 yıl sonraki görüntüsü



Resim 3.3. 26 numaralı dişin Tetric Evo Ceram kompozit rezin ile restorasyonu a) restorasyon öncesi b) 1 yıl sonraki görüntüsü



Resim 3.4. 36 numaralı dişin Aelite Esthetic kompozit rezin ile restorasyonu a) restorasyon öncesi b) 1 yıl sonraki görüntüsü



Resim 3.5. 36 numaralı dişin Tescera ATL indirekt kompozit rezin ile restorasyonu a) restorasyon öncesi b) 1 yıl sonraki görüntüsü

3.1.2. Kompozit Rezin Materyallerin Klinik Aşınma Bulguları

Bu çalışmada restorasyonları yapılan hastaların restore edilen dişlerinden bir hafta, altı ay ve bir yıllık periyotlarda alınan ölçülerden elde edilen alçı modellerin 3B taraması yapıldı. Elde edilen 3B modellerin Rapitform 2006 programında karşılaştırlması ile elde edilen altı ay ve bir yıllık aşınma verilerinin ortalamaları, standart sapmaları ve minimum-maksimum değerleri Çizelge 3.8 ve Çizelge 3.9 de gösterilmiştir.

Çizelge 3.8. Kompozit rezin materyallerin 6 aylık klinik aşınma değerleri (mm^3).

Gruplar	N	Min.	Maks.	Ort. ± SS
Estenia	20	0,04	0,11	0,073 ± 0,02
Tescera ATL	20	0,04	0,13	0,088 ± 0,02
Tetric Evo Ceram	20	0,06	0,11	0,085 ± 0,01
Filtek Supreme XT	20	0,05	0,12	0,087 ± 0,02
Aelite Esthetic	20	0,04	0,10	0,058 ± 0,01

Çizelge 3.9. Kompozit rezin materyallerin 1 yıllık klinik aşınma değerleri (mm^3).

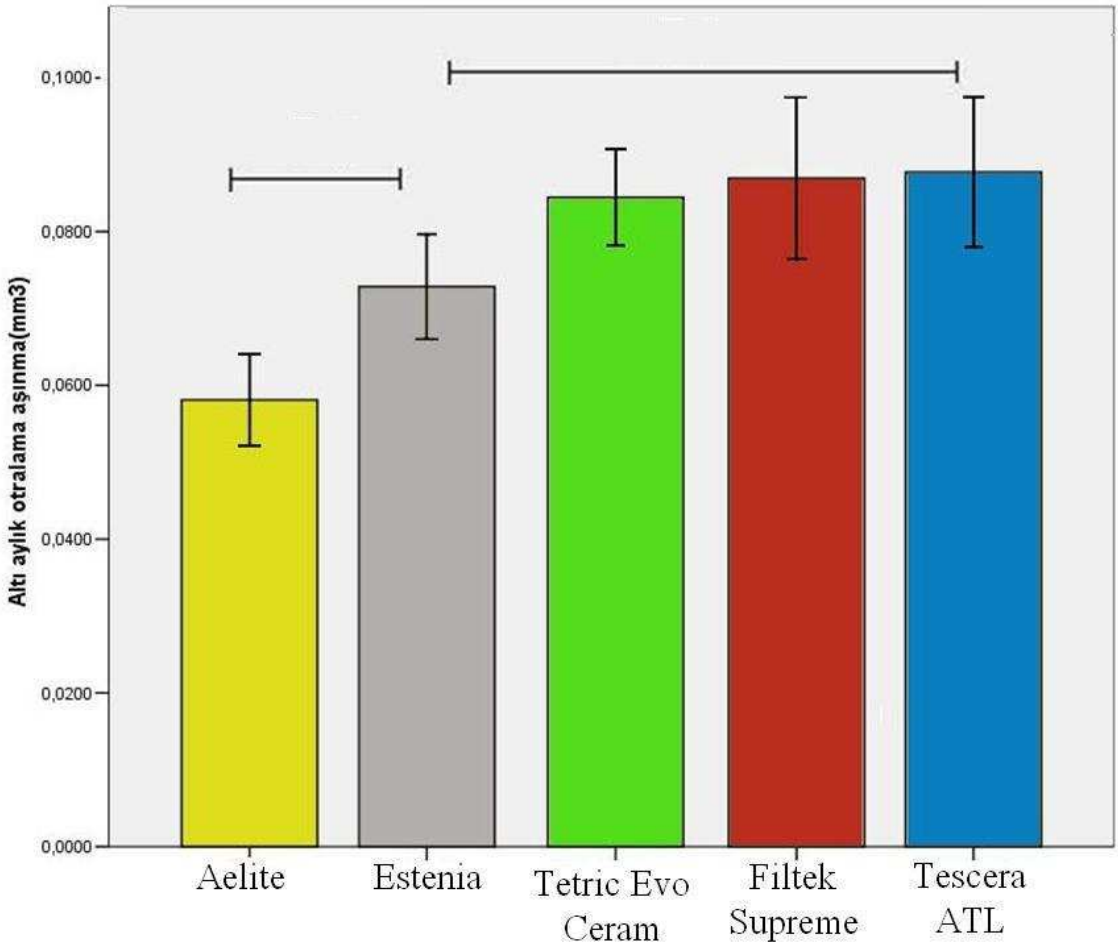
Gruplar	N	Min.	Maks.	Ort. ± SS
Estenia	20	0,07	0,15	0,112 ± 0,02
Tescera ATL	20	0,07	0,18	0,132 ± 0,03
Tetric Evo Ceram	20	0,08	0,14	0,112 ± 0,02
Filtek Supreme XT	20	0,06	0,16	0,112 ± 0,03
Aelite Esthetic	20	0,05	0,12	0,090 ± 0,02

Yapılan restorasyonlar arasında 6 ay klinik takip sonrası elde edilen en yüksek aşınma değeri ortalaması (0,088 ± 0,02 mm^3) indirekt kompozit rezin Tescera ATL' de gözlendi. En düşük ortalama aşınma değeri (0,058 ± 0,01 mm^3) ise Aelite Esthetic nanohibrit kompozit rezinde gözlendi.

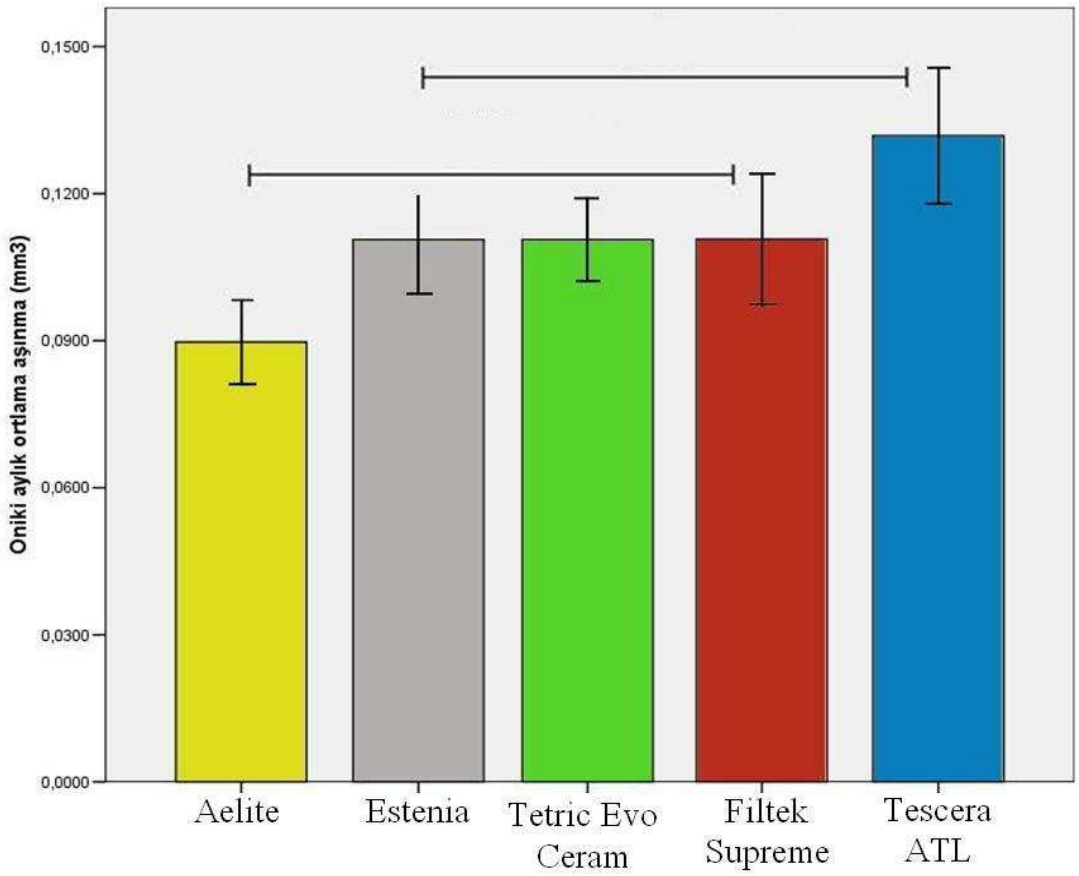
Yapılan restorasyonlar arasında 1 yıllık klinik takip sonrası elde edilen en yüksek ortamla aşınma değeri (0,132 ± 0,03mm^3) yine indirekt kompozit rezin Tescera ATL' de gözlendi. En düşük ortalama aşınma değeri ise Aelite Esthetic nanohibrit kompozit rezinte gözlendi (0,090 ± 0,02mm^3).

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda 6 ay sonrası klinik aşınma değeri açısından Aelite Esthetic ve Estenia kompozit rezinler arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). Aelite Esthetic nanohibrit kompozit rezin diğer kompozit rezinlerden istatistiksel açıdan belirgin olarak daha yüksek aşınma dayanımı gösterdi ($p>0.05$). Estenia, Tetric Evo Ceram, Filtek Supreme XT ve Tescera ATL kompozit rezinleri aralarında da istatitiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). En fazla aşınma değeri ise Tescera ATL laboratuvar kompozit rezininde gözlemlendi (Grafik 3.7) .

Yapılan restorasyonların 1 yıllık takibi sonucu gözlemlenen klinik aşınma değerleri üzerinde yapılan istatistiksel analizler sonucunda ise Aelite Esthetic, Estenia, Tetric Evo Ceram ve Supreme XT kompozit rezinleri arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). En yüksek aşınma dayanımı değeri Aelite Esthetic kompozit rezinde gözlemlendi ($p>0.05$). Estenia, Tetric Evo Ceram, Filtek Supreme XT ve Tescera ATL kompozit rezinleri aralarında istatitiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$) (Grafik 3.8**)**.



Grafik 3.7. Test edilen kompozit rezinlerin 6 ay klinik takip sonrası hacimsel aşınma miktarları (mm^3). Yatay çizgi ile birleştirilen sütunlar arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark yoktur.



Grafik 3.8. Test edilen kompozit rezinlerin 1 yıllık klinik takip sonrası hacimsel aşınma miktarları (mm^3). Yatay çizgi ile birleştirilen sutunlar arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark yoktur.

3.2. Laboratuvar Çalışma Bulguları

3.2.1. Kompozit Rezin Materyallerin Aşınma Simülatörü Bulguları

Bu çalışmada laboratuvar ortamında aşınma simülasyonu ile aşındırılan kompozit rezinlerin aşınma öncesi, 30 000 devir ve 60 000 devir sonrası alınan ölçülerinden elde edilen alçı modellerin 3B taraması yapıldı. Elde edilen 3B modellerin Rapitform 2006 programında karşılaştırılması ile elde edilen 30 000 devir ve 60 000 devir sonrası aşınma verilerinin ortalamaları, standart sapmaları ve minimum maksimum değerleri Çizelge 3.10 ve Çizelge 3.11' de gösterildi.

Çizelge 3.10. Kompozit rezin materyallerin 30 000 devir sonrası aşınma değerleri (mm^3).

Gruplar	N	Min.	Maks.	Ort. ± S.S.
Estenia	8	0,11	0,26	0,151 ± 0,05
Tescera ATL	8	0,17	0,27	0,230 ± 0,04
Tetric Evo Ceram	8	0,06	0,18	0,115 ± 0,04
Filtek Supreme XT	8	0,12	0,22	0,165 ± 0,03
Aelite Esthetic	8	0,07	0,13	0,092 ± 0,02

Çizelge 3.11. Kompozit rezin materyallerin 60 000 devir sonrası aşınma değerleri (mm^3).

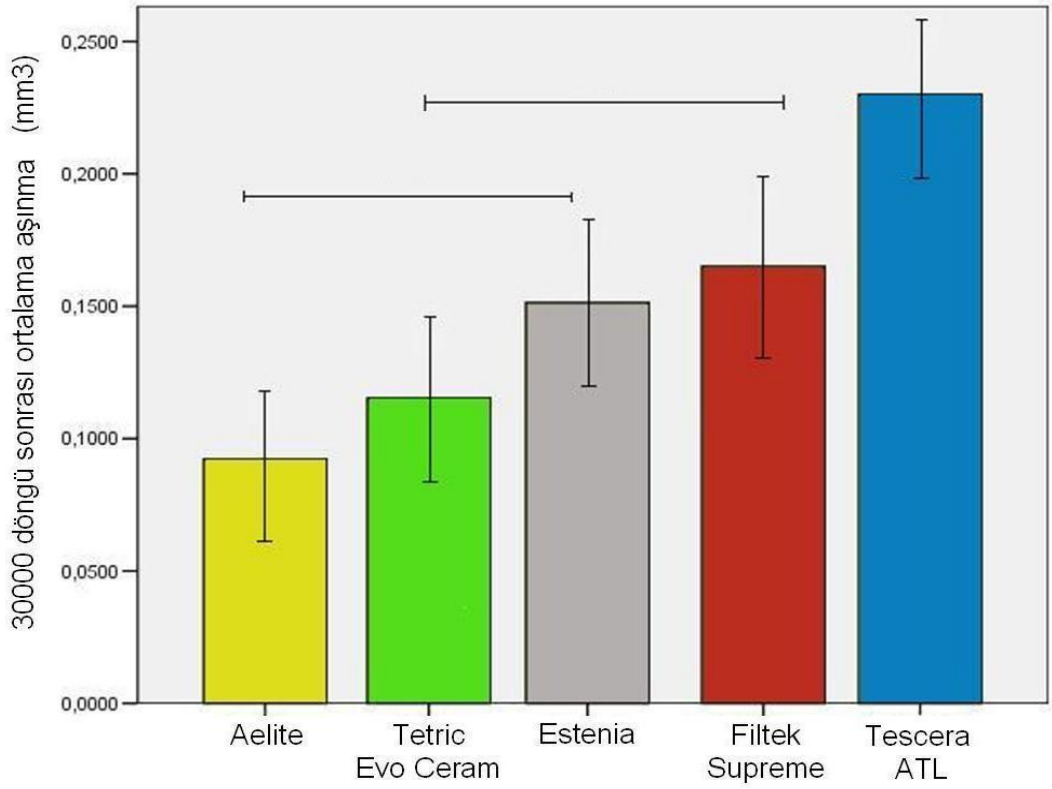
Gruplar	N	Min.	Maks.	Ort. ± S.S.
Estenia	8	0,20	0,35	0,311 ± 0,05
Tescera ATL	8	0,25	0,49	0,395 ± 0,08
Tetric Evo Ceram	8	0,14	0,29	0,240 ± 0,05
Filtek Supreme XT	8	0,20	0,40	0,310 ± 0,08
Aelite Esthetic	8	0,15	0,23	0,191 ± 0,03

Test grupları arasında 30 000 devir sonrası en yüksek aşınma değeri ortalması (0,230 ± 0,04 mm^3) indirekt kompozit rezin Tescera ATL'de gözlendi. En düşük ortalama aşınma değeri (0,092 ± 0,02 mm^3) ise nanohibrit kompozit rezin Aelite Estheticte gözlendi.

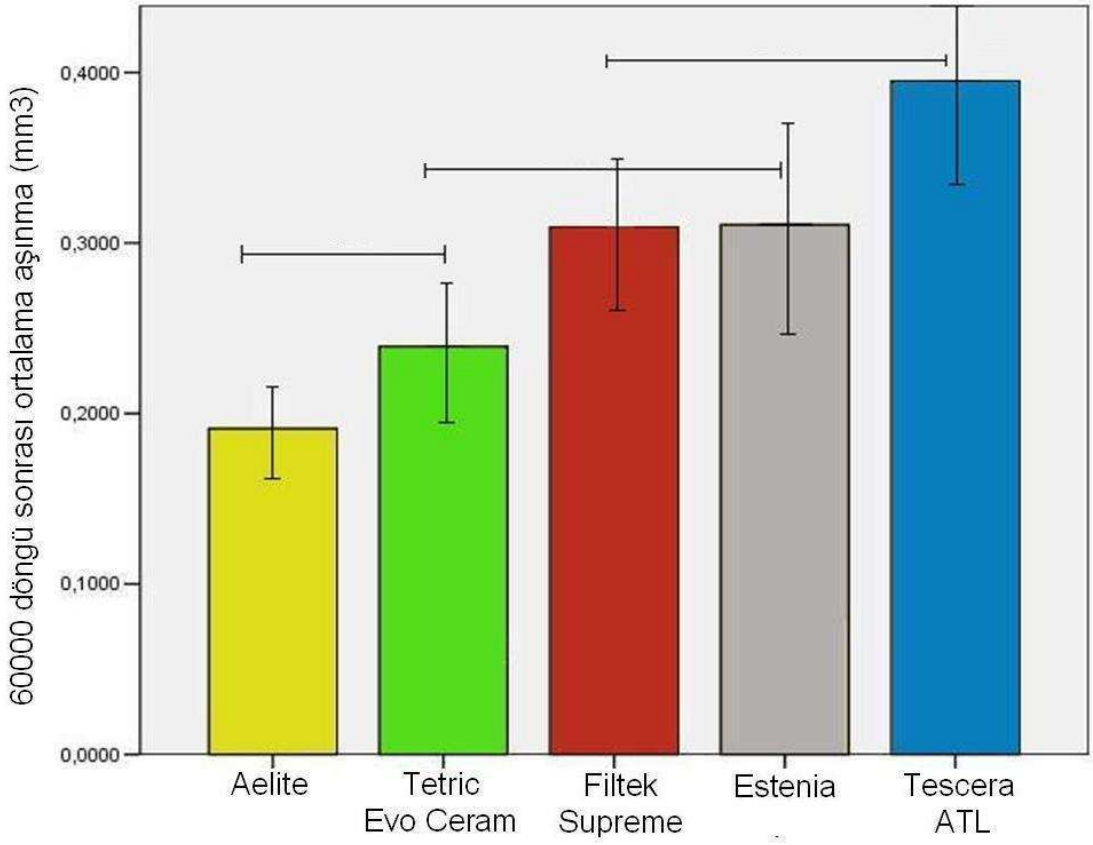
Test grupları arasında 60 000 devir sonrası en yüksek ortalma aşınma değeri (0,395 ± 0,08 mm^3) yine indirekt kompozit rezin Tescera ATL'de gözlendi. En düşük ortalama aşınma değeri (0,191 ± 0,03 mm^3) ise nanohibrit kompozit rezin Aelite Estheticte gözlendi.

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda 30 000 devir sonrası laboratuvar aşınma değeri açısından Aelite Esthetic, Estenia ve Tetric Evo Ceram kompozit rezinler arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). Aelite Esthetic, Estenia ve Tetric Evo Ceram diğer kompozit rezinlerden istatistiksel açıdan belirgin olarak daha yüksek aşınma dayanımı gösterdi ($p>0.05$). Estenia, Tetric Evo Ceram ve Filtek Supreme XT kompozit rezinleri aralarında da istatitiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). En fazla aşınma değeri ise Tescera ATL laboratuvar kompozit rezininde gözlemlendi (Grafik 3.9**)**.

Aşınma simulatörü ile 60 000 devir aşındırma sonrası gözlemlenen laboratuvar aşınma değeri üzerinde yapılan istatistiksel analizler sonucunda ise Aelite Esthetic ve Tetric Evo Ceram kompozit rezinleri arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). En yüksek aşınma dayanımı değeri Aelite Esthetic ve Tetric Evo Ceram kompozit rezinlerde gözlemlendi ($p>0.05$). Estenia, Tetric Evo Ceram ve Filtek Supreme XT kompozit rezinlerin aralarında ve Estenia, Filtek Supreme XT ve Tescera ATL kompozit rezinlerin aralarında istatitiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$) (Grafik 3.10**)**.



Grafik 3.9. Test edilen kompozit rezinlerin 30 000 devir sonrası hacimsel aşınma miktarları (mm^3). Yatay çizgi ile birleştirilen sütunlar arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark yoktur.



Grafik 3.10. Test edilen kompozit rezinlerin 60 000 devir sonrası hacimsel aşınma miktarları (mm^3). Yatay çizgi ile birleştirilen sütunlar arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark yoktur.

3.2.2.Bükülme Dayanımı Bulguları

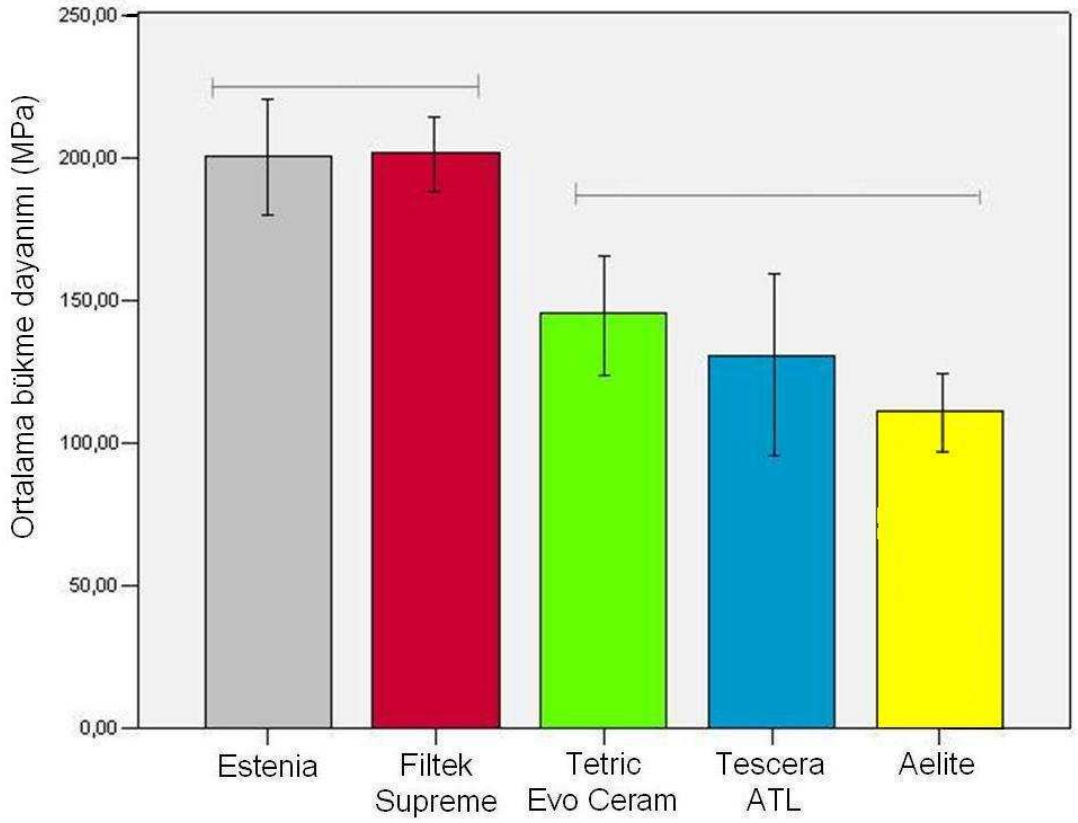
Bükülme dayanımı testi sonucunda elde edilen verilerin ortalamaları, standart sapmaları ve minimum-maksimum değerleri Çizelge 3.12' de gösterildi.

Çizelge 3.12. Bükülme dayanımı testi sonuçları (MPa).

Gruplar	N	Min.	Maks.	Ort. ± SS
Estenia	8	166,65	254,92	201,96 ± 33,09
Tescera ATL	8	84,60	201,22	130,63 ± 44,89
Tetric Evo Ceram	8	107,02	211,16	145,54 ± 33,38
Filtek Supreme XT	8	164,77	219,97	200,38 ± 17,76
Aelite Esthetic	8	93,07	142,72	111,39 ± 20,26

Test grupları arasında ortalama en yüksek bükülme dayanımı değeri (201,96 ±33,09 MPa) indirekt kompozit rezin Estenia ile elde edildi. Ortalama en düşük bükülme dayanımı değeri (111,39 ± 20,26 MPa) ise nanohibrit kompozit rezin Aelite Estheticte gözlendi.

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda bükülme dayanımı açısından Estenia ve Filtek Supreme XT kompozit rezinler arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). Estenia ve Filtek Supreme XT diğer kompozit rezinlerden istatistiksel açıdan belirgin olarak daha yüksek bükülme dayanımı gösterdi ($p>0.05$). Tetric Evo Ceram, Tescera ve Aelite Esthetic kompozit rezinleri aralarında da istatitiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). (Grafik 3.11).



Grafik 3.11. Test edilen kompozit rezinlerin bükülme dayanımı. Yatay çizgi ile birleştirilen sütunlar arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark yoktur.

3.2.3.Yüzey Mikro Sertlik Ve Pürüzlülük Bulguları

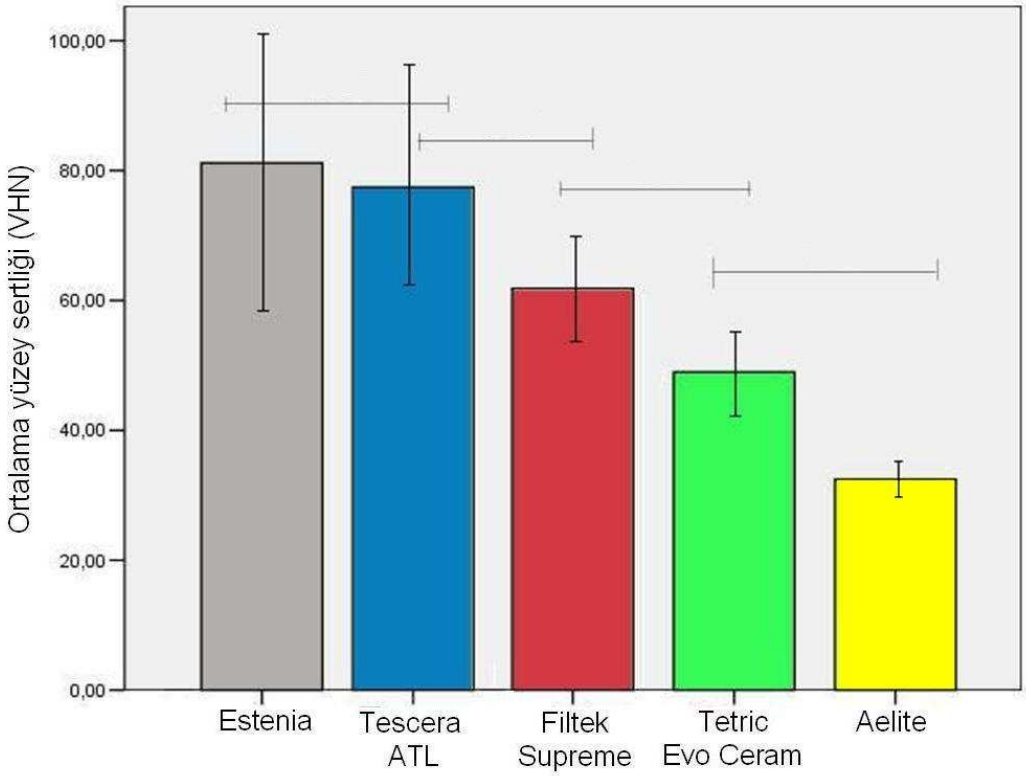
Vicker' s yüzey mikro sertlik testi ve yüzey mikro pürüzlülük testi sonuçlarının grup ortalamaları, standart sapmaları ve minimum-maksimum değerleri Çizelge 3.13 ve Çizelge 3.14' de gösterildi.

Çizelge 3.13. Vicker' s yüzey mikro sertlik testi sonuçları (VHN).

Gruplar	N	Min.	Maks.	Ort. ± SS (VHN)
Estenia	8	59,10	105,00	81,16 ± 19,97
Tescera ATL	8	61,50	110,00	77,43 ± 15,65
Tetric Evo Ceram	8	43,60	56,70	48,23 ± 4,99
Filtek Suprem XT	8	50,40	68,70	61,85 ± 6,90
Aelite Esthetic	8	27,60	36,80	32,46 ± 3,80

Test grupları arasında ortalama en yüksek yüzey mikro sertlik değeri (81,16 ± 19,97 VHN) indirekt kompozit rezin Estenia ile elde edildi. Ortalama en düşük yüzey sertlik değeri (32,46 ± 3,80 VHN) ise nanohibrit kompozit rezin Aelite Estheticte gözlendi.

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda yüzey mikro sertliği açısından Estenia ve Tescera ATL kompozit rezinler arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). İndirekt kompozit rezin Estenia; nanohibrit kompozit rezinler Filtek Supreme XT, Tetric Evo Ceram ve Aelite Esthetic'ten istatistiksel açıdan belirgin olarak daha yüksek yüzey mikro sertliği gösterdi ($p>0.05$). Tetric Evo Ceram, ve Aelite Esthetic kompozit rezinleri aralarında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$) (Grafik 3.11).



Grafik 3.11. Test edilen kompozit rezinlerin yüzey mikro sertliği(VHN). Yatay çizgi ile birleştirilen sutunlar arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark yoktur.

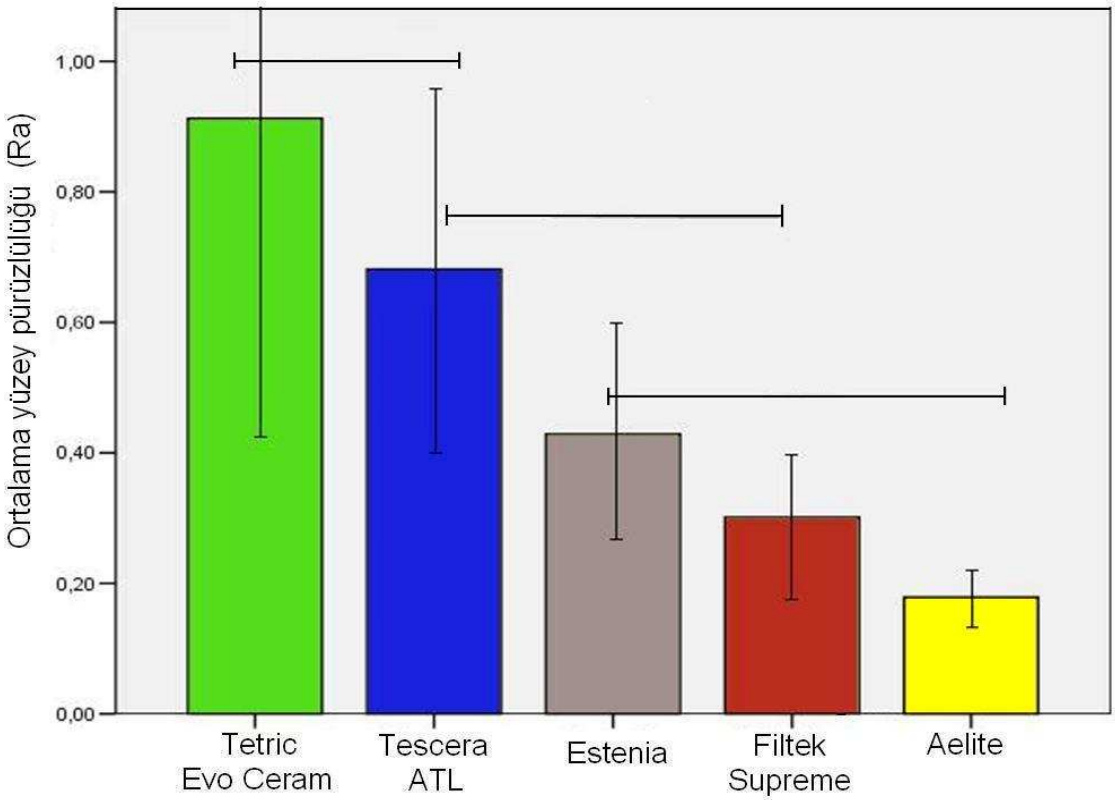
Çizelge 3.14. Yüzey mikro pürüzlülük testi sonuçları (Ra).

Gruplar	N	Min.	Maks.	Ort. ± SS
Estenia	8	0,23	0,80	0,43 ± 0,23
Tescera ATL	8	0,33	1,48	0,68 ± 0,37
Tetric Evo Ceram	8	0,38	1,73	0,91 ± 0,51
Filtek Supreme XT	8	0,17	0,49	0,30 ± 0,12
Aelite Esthetic	8	0,12	0,35	0,18 ± 0,07

Test grupları arasında ortalama en düşük yüzey mikro pürüzlülük değeri 0,18 ± 0,07 Ra değeri ile nanohibrit kompozit rezin Aelite Esthetic ile elde edildi. Ortalama en yüksek yüzey pürüzlülük değeri ise nanohibrit kompozit rezin Tetric Evo Ceram' da gözlendi (0,91 ± 0,51 Ra).

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda yüzey mikro pürüzlülüğü açısından Aelite Esthetic, Filtek Supreme XT ve Estenia kompozit rezinler arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). Tetric Evo Ceram diğerlerinden istatistiksel açıdan belirgin olarak daha yüksek yüzey mikro pürüzlülüğü gösterdi ($p>0.05$). Tetric Evo

Ceram ve Tescera ATL kompozit rezinlerin arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$) (Grafik 3.12).



Grafik 3.12. Test edilen kompozit rezinlerin yüzey mikro pürüzlüğü (Ra). Yatay çizgi ile birleştirilen sütunlar arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark yoktur.

2.3. Klinik bulgularla laboratuvar bulgularının karşılaştırılması

Çizelge 3.15. Bu çalışmada kullanılan kompozit rezin materyellerde elde edilen klinik ve laboratuvar aşınma miktarları, bükülme dayanımı, yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları.

Kompozit Materyal	Bükülme Dayanımı (MPa)	Vicker's Mikro Sertik (VHN)	Yüzey Pürüzlülük (Ra)	Laboratuvar Aşınma (mm^3)		Klinik Aşınma (mm^3)	
				30.000	60.000	6 ay	1 yıl
Estenia	201,96	81,16	0,43	0,151	0,311	0,073	0,111
Tescera ATL	130,63	77,43	0,68	0,230	0,395	0,088	0,132
Tetric Evo Ceram	145,54	48,23	0,91	0,115	0,239	0,085	0,111
Filtek Supreme XT	200,38	61,85	0,30	0,165	0,309	0,087	0,111
Aelite Esthetic	111,39	32,46	0,18	0,092	0,191	0,058	0,090

Yaptığımız çalışmanın sonucunda elde edilen klinik ve laboratuvar parametreleri çizelge 3.15' de özetlenmiştir. Bu paremetrelerin tümü göz önüne alındığında, indirekt kompozit rezin materyal olan Estenia ve nano dolduruculu kompozit rezin- Filtek Supreme XT diğerlerine göre daha başarılı olarak düşünülebilir. Bükülme dayanımı ve yüzey mikro sertlik değerleri açısından diğer kompozit rezinlerden oldukça yüksek değerlere sahip görünmektedirler. Klinik aşınma değerleri ve yüzey pürüzlülüğü açısından da oldukça kabul edilebilir sonuçlar elde edilmiştir. Nano dolduruculu diğer bir kompozit rezin materyal- Aelite Esthetic, her ne kadar yüzey pürüzlülüğü, klinik ve laboratuar aşınmaları açısından iyi değerler gösterse de fiziksel özelliklerinden bükme dayanımı ve yüzey sertlik ölçümlerinin sonuçları, uzun dönemde arka diş restorasyonlarında yeterli bir dayanım gösteremeyeceğinin bir göstergesi olabilir. Tüm bu veriler ışığında arka dişlerin restorasyonunda uzun dönem klinik başarılı için kullanacağımız kompozit rezin materyallerin seçimini iyi yapmak gerekmektedir.

4.TARTIŞMA

Dişhekimliğinde kullanılan kompozit rezin sistemlerin fiziksel özelliklerinin araştırılması uygulanan kompozit rezinlerin ömürlerinin tahmini açısından çok önemlidir. Dolayısıyla son yıllarda arka grup dişlerin restorasyonunda kullanımı yaygınlaşan kompozit rezin restorasyonların fiziksel özelliklerinin araştırılması da özellikle önem arz etmektedir (Rodolpho ve ark 2006). Literatürde bu amaçla yapılmış çeşitli klinik ve laboratuvar çalışmaları mevcuttur. Klinik çalışma olarak; posterior dişler üzerine yapılan restorasyonların USPH kriterleri 1 yıllık (Neta ve ark 2008, Dresch ve ark. 2006, De Souza ve ark. 2005) ve uzun dönem (Rodolpho ve ark. 2006, Pallesen ve Qvist 2003, Van Dijken 2000, Geurtsan ve ark. 1997, Baratieri ve Ritter 2001) klinik değerlendirmeleri ve klinik aşınma değerleri (Söderholm ve ark. 2001, Ohlmann ve ark. 2007) belirlenmiştir. Yapılan laboratuvar çalışmalarında posteriorda kullanılan kompozit rezinlerin aşınma miktarları (Yap 2002), bükülme dayanımları ve sertlik-pürüzlülük gibi mekanik özellikleri (Walker ve ark. 2006, Tonimato ve ark. 2006) ve bunlar arasındaki ilişki (Heintze ve ark. 2007) değerlendirilmiştir.

Bu çalışma; son dönemde geliştirilmiş, posterior dişlerin restorasyonunda da kullanılabilen üç nanohibrit direkt kompozit rezin ve iki indirekt inley kompozit rezinin klinik davranışları ve aşınma miktarlarını belirlemek ve laboratuvar ortamında mekanik testlerle (aşınma simülasyonu, bükülme dayanımı, yüzey mikrosertliği ve yüzey pürüzlülüğü) fiziksel özelliklerini değerlendirmek amacıyla planlanmıştır.

4.1. Klinik Çalışmanın Değerlendirilmesi

4.1.1. Yeni Geliştirilen Kompozit Rezin Sistemlerin Klinik Uygulamalarının Değerlendirilmesi

Günümüzde posterior kompozit rezin kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Bununla birlikte direkt ve indirekt restorasyonların kullanımıyla ilişkili bir takım problemler mevcuttur. Daha önce yapılan *in vivo* çalışmalarda kompozit rezinlerin kontakt bölgelerinde aşınma dirençlerinin düşük olduğu, uygun proximal kontur oluşturmanın zorluğu, uygun proximal kontakt yokluğu, yetersiz marjinal uyum ve

postoperatif hassasiyet gibi çeşitli problemler rapor edilmiştir. (Leinfelder ve ark. 1999, Mazer ve ark. 1992). Bu problemlerin birçoğu yeni geliştirilen kompozit rezinlerde de gözlenebilmektedir (Neta ve ark. 2008).

Sumita ve ark. (2003)'nın yaptıkları çalışmaya göre, nano dolduruculu kompozit rezin materyaller hibrit kompozit rezin materyallere benzer mekanik özelliklere sahiptir. Bunun yanında nano dolduruculu kompozit rezinler mikro dolduruculu kompozit rezin materyallere benzer şekilde yüksek oranda cilalanabilir ve yüksek translusensiye sahiptir. Bu sebeple bu tip kompozitler klinik olarak başarılı bir şekilde ön ve arka grup dişlerin restorasyonlarında kullanılabilir. Laboratuvarda yapılan indirekt kompozit inley sistemleri de arka grup dişlerin restorasyonunda estetik bir alternatiftir (Howard 1997, Touati ve Aidan 1997).

Kompozit rezin inley restorasyonların diğer restorasyonlar üzerine beklenen üstünlüğü düşük polimerizasyon büzülmesi sayesinde marginal gap oluşumunun önlenmesi, geliştirilmiş kırılma ve aşınma dayanımı ve artmış polimerizasyon derecesi sebebiyle biyouyumluluktur. İndirekt kompozit rezin inley tekniğinin daha iyi okluzal ve proximal morfoloji oluşumu sağlayacağı umut edilir ve bu avantajların diş sert dokularının inley preparasyonu esnasında korunamaması ve zaman gerektiren, pahalı işlemler oluşu dezavantajlarından daha ağır basacağı düşünülür. Ancak fiziksel özelliklerin artması materyalden materyale değişmektedir ve bazı materyaller için bu tam olarak doğrulanmamıştır (Peutzfeldt 2001).

Çalışmamızda yeni geliştirilen kompozit rezinler olan nanohibrit direkt kompozit rezinlerin ve indirekt kompozit rezinlerin klinik aşınma dirençleri ve modifiye USPH (Cvar ve Ryge 2005) kriterlerine göre; yapılan restorasyonun renk uyumu, retansiyonu, dişeti uyumu, marjinal renklenmesi, marjinal adaptasyonu, yüzey görünümü ve restore edilen dişin hassasiyeti gibi kriterler değerlendirildi.

Kompozit rezin restorasyonların klinik uygulamalarında nem kontrolü çok önemlidir. Nem kontrolünün sağlanabilmesi için genellikle kullanılan iki yöntem mevcuttur. Bu yötemlerden biri restore edilecek dişe rubber-dam takılması, diğeri ise restore edilecek bölgenin pamuk rulo ve tükürük emiciler ile izolasyonu şeklindedir. Yapılan klinik çalışmaların bazılarında pamuk rulo ve tükürük emicilerle yeterli izolasyon sağlanamayacağını düşünen araştırmacılar rubber-dam kullanırken

(Rodolpho ve ark. 2006, Neta ve ark. 2008, Wassell ve ark. 2000, Baratieri ve Ritter 2001, Blalock ve ark. 2006, Bottenberg ve ark. 2007), bazı araştırıcılar tükürük emici ve pamuk ruloların izolasyon için yeterli olduğunu savunmuşlardır (Köhler ve ark. 2000, Pallesen ve Qvist 2003, Dijken 2000, Van Landuyt ve ark 2008, Türkün 2003). Raskin ve ark. (2000)' nın yaptığı 10 yıllık karşılaştırmalı bir klinik çalışma sonucuna göre pamuk rulo ve tükürük emici ile tesirli bir izolasyon altında uygulanan posterior kompozit rezin restorasyonlar ile rubber-dam izolasyonu altında uygulanan restorasyonların klinik davranışları arasında bir fark bulunamamıştır (Raskin ve ark. 2000). Bizim çalışmamızda; restore edilecek dişlerde açılan kavitelerin dişeti seviyesinin altına uzanmaması ve tükürük emici, pamuk rulolar ve bölümlü matriks sistemlerle yeterli izolasyon sağlayabildiğimiz için rubber-dam kullanılmadı.

Çalışmamızda direkt kompozit rezin uygulayacağımız dişlerin kaviteleri, standart koruyucu diş hekimliği prensiplerine uygun olarak hazırlandı. İnley kaviteleri ise mümkün olduğunca diş dokusu korunarak yine standart olarak açıldı. Derin kavitelere birçok çalışmada olduğu gibi kalsiyum hidroksit kavite örtücü materyali yerleştirildi (Rodolpho ve ark. 2006, Bekes ve ark. 2007). İnley kavitelerinde underkat bölgelerinin kapatılması için cam iyonomer siman kullanılırken, diğer direkt kompozit rezin kavitelerinde (Bekes ve ark. 2007) her hangi bir kaide materyali kullanılmadı.

Hazırlanan kavitelerin restorasyonu için self etch bonding sistemler, inleylerin yapıştırılması için ise dual-cure rezin simanlar tercih edildi. Bekes ve ark.'nın (2007) yaptıkları iki yıllık klinik araştırma sonucunda; self-etching ve total-etching adeziv sistemlerinin klinik başarı açısından farklı olmadıkları ve iki sisteminde sınıf I ve sınıf II kavitelerin restorasyonunda çok güzel klinik başarı gösterdikleri rapor edilmiştir (Bekes ve ark. 2007, Türkün 2003).

Kompozit rezinler polimerize edilirken kalınlıkları 2–3 mm'den daha kalın olursa alt bölgeleri yeterli derecede polimerize olamaz ve tabandaki sertlik dereceleri düşer (Rueggeberg ve ark. 1993). Bizde çalışmamızda kullandığımımız kompozit rezin materyallerin fiziksel özelliklerini incelemeyi amaçladığımız için direkt kompozit rezinleri kavitelere 2 mm kalınlığı geçmeyecek sekilde tabakalar halinde yerleştirerek her bir tabakayı ayrı ayrı halojen ışık kaynağı ile polimerize ettik.

Yapılan çalışmalarda, kompozit rezin yerleştirilmesinde tabakalama yöntemi kullanılmasının kompozit rezinin başarısında olumlu katkısı olacağı bildirilmiştir (Ernst ve ark. 2006, Raskin ve ark. 1999).

İnley restorasyonların yapılmasında direkt ve indirekt olmak üzere iki yöntem kullanılmaktadır. Direkt yöntemde prepare edilmiş diş üzerinde kompozit rezin yerleştirilip şekillendirilir. Işıkla sertleştirildikten sonra inley restorasyon dişten uzaklaştırılıp 120^{o}C ısı ve ışık ile ikincil bir polimerizasyona tabi tutulur (Wassell ve ark. 2000). İndirekt yötemde prepare edilen dişten hassas ölçü maddeleri ile ölçü alınıp laboratuvar ortamında inley hazırlanarak dişe uyumlanır ve yapıştırılır (Manhart ve ark. 2000). Genel olarak direkt ve indirekt inley restorasyonlar arasında mikro sızıntı açısından önemli bir fark yoktur (Hasanreisoğlu ve ark. 2007, Ferreira ve ark 2008). Biz çalışmamızda inley restorasyonların model üzerinde tükürük ve kan kontaminasyonundan uzak bir şekilde uygulanması, polimerizasyonun sağlanması ve model üzerinde oklüzyonun daha kolay düzeltilmesinden dolayı indirekt inley yöntemini tercih ettik.

Hoelscher ve ark. (1998) kompozit rezin restorasyonların bitirilmesinde üç farklı sistem olan disk zımparalar, aşındırıcı toz içeren diskler ve bitirme frezlerini değerlendirmişler ve sonucunda yüzey pürüzlülüğü üzerine aynı etkiye sahip olduklarını bulmuşlardır. Kompozit rezin restorasyonlarda estetik sonuçlar için en iyi bitirme ve parlatma işlemi alüminyum oksit içerikli diskler veya Enhance polisaj sistemleri ile olmaktadır (Al-Fawaz ve ark. 2003). Çalışmamızda, kompozit rezin restorasyonları düzeltmek ve fazlalıkları almak için sırasıyla yeşil/mavi/kırmızı/sarı kuşaklı elmas frezler ve arkansas taşı kullanıldı. Parlatmak için Sof-lex disklerden ve Enhance polisaj lastiklerinden faydalanıldı. Bu polisaj kitleri kullanılarak kompozit–diş ara yüzeyine zarar vermeden ve sağlam diş dokusunda da istenmeyen zararlar oluşturmadan parlatma işlemi tamalanabilir.

4.1.2 Klinik Değerlendirme Kriterleri

Literatürde rezin kompozit rezin materyallerin klinik başarılarını takip etmekte en çok kullanılan yöntem Ryge kriterleri (Cvar ve Ryge 2005) veya bunun modifikasyonları (Köhler ve ark. 2000, Neta ve ark. 2008, Dresch ve ark. 2006, De Souza ve ark. 2005)'dır. Bu çalışmada kullandığımız kompozit rezin materyallerin klinik başarısı USPH kriterinin bir modifikasyonu kullanılarak değerlendirildi. Bu klinik değerlendirme en az iki farklı dişhekimi gözetiminde, 6 ve 12 aylık periotlarda ve renk uyumu, retansiyonu, dişeti uyumu, marjinal renklenmesi, marjinal adaptasyonu, yüzey görünümü ve restore edilen dişin hassasiyeti gibi kriterler göz önünde bulundurularak yapıldı.

USPHS (*United States Public Health Service*) (Cvar ve Ryge 2005) degerlendirme sistemi orjinalde yapılan restorasyonların kabul edilebilirliğini yansıtmak için dizayn edilmiştir. Bu sistemde restorasyonlar belirlenen kriterlerde şu şekilde değerlendirildi (Sarrett 2005).

Alfa— Herhangi bir değişiklik ve klinik belirti olmayan restorasyonlar,

Bravo— Değişikliği olan fakat klinik olarak kabul edilebilir ve yenilemeye gerek olmayan restorasyonlar,

Carli— restorasyonun değişmesine sebep olacak büyük değişiklikler; skorları ile değerlendirilir.

4.1.3. Yapılan Restorasyonların Değerlendirilmesi

Yeni geliştirilmiş direkt kompozit rezinlerin ve indirekt kompozit rezinlerin, daha önceki çalışmalarda açıklanan (Neta ve ark. 2008, Dresch ve ark. 2006, De Souza ve ark. 2005) bazı klinik kriterler doğrultusunda değerlendirildiği bu çalışmanın bir yıllık klinik sonuçlarında yüksek oranda hasta takibi sağlandı. Hasta takip oranımızın yüksek olmasının sebebi bu proje için seçilen hastaların büyük çoğunluğunun diş hekimliği öğrencilerinden seçilmiş olmasıdır.

Türkün ve Çelik (2007)'in nano dolduruculu Filtek Supreme kompozit rezin üzerine yaptıkları bir yıllık klinik çalışma sonucunda, tüm restorasyonların ağız

içinde olduğu, incelenen restoratif materyallerin tüm değerlendirme kriterleri açısından mükemmel olduğu ve aralarında istatistiksel fark olmadığı tespit edilmiştir. Leirskar ve ark. (1999) yılında indirekt kompozit rezin inleyler (Tetric, Z100, Maxxim) üzerine yaptıkları bir çalışmanın iki yıllık klinik değerlendirmesi sonucunda bütün indirekt restorasyonların başarılı olduklarını göstermişlerdir (Leirskar ve ark. 1999). Benzer olarak bu çalışma sonucunda da direkt ve indirekt kompozit rezin materyallerin klinik kriterlere göre Alfa seviyesinde başarılı olduğu ve yapılan restorasyonların hiç birinde değerlendirilen kriterler açısından kabul edilemez bir sonuç olmadığı gözlendi.

Literatürde kompozit rezinler üzerine yapılan çalışmaların sadece bir kaçında inley kompozit rezinler bireysel olarak direkt kompozitlerle karşılaştırılmıştır. Gerbo ve ark. (1992) inleylerin daha iyi kenar uyumuna sahip olduklarını ve ikincil çürük ve kırıkların oluşmadığını göstermişlerdir. Ayrıca, Andrea ve ark. **(**1999)'nin yaptıklar iki yıllık klinik çalışmada da posterior dişlerin restorasyonlarında kullanılan direkt ve indirekt kompozit rezin materyaller (Tetric, Blend-a-lux, Pertac-Hybrid Unifil) arasında belirgin bir fark olmadığı gösterilmiştir. Pallesen ve Qvist (2003)' in üç inley (Brilliant, Estilux, Isosit SR) ve iki direkt (Brilliant, Estilux) restoratif materyal üzerine yaptıkları klinik çalışmanın 11 yıllık takibi sonucunda da inley restorasyonlar ile direkt restorasyonlar arasında klinik başarı açısından anlamlı bir fark gösterilmemiştir.

Neto ve ark. (2008) iki farklı posterior kompozit rezin olan Filtek P60 ve Filtek Z250 restorasyonları üzerine yaptıkları 12-aylık değerlendirme sonucunda bu çalışmamıza benzer % 94-100 A skoru elde etmişler, hibrit ve kondanse edilebilir kompozit rezinleri posterior bölgede başarılı bulmuşlardır. Bir başka klinik çalışmada Türkün ve Aktener (2001) benzer şekilde, çalışmalarında kullandıkları bütün posterior kompozit rezinlerin (Filtek Z100, Clearfil Posterior, Prisma TPH) klinik değerlendirme sonuçlarını başarılı bulmuşlardır. Dresch ve ark. (2006) farklı materyallerin klinik performanslarını karşılaştırdıkları bir klinik çalışmada; bütün materyallerin sadece küçük değişiklikler gösterdiğini ve materyallerin klinik performansları arasında bir yıl sonunda herhangi bir farklılık olmadığını gözlemlemişlerdir. Bu çalışmanın bir yıl sonundaki klinik değerlendirmesinde, nano dolduruculu kompozit rezinlerin, kondanse edilebilen ve mikrohibrit kompozit

rezinlere benzer performans gösterdiği saptanmıştır. Ernst ve ark. (2006)' nın Tetric Ceram ve Filtek Supreme ile yaptıkları klinik çalışmada ise, iki yıl sonunda bütün restorasyonların uyumunun A skorunda olduğu, restorasyonlar arasında istatistiksel bir fark bulunmadığı ve nano doldurucu içeriğe sahip Filtek Supreme kompozit rezinin yüksek strese maruz kalabilen posterior kavitelerin restorasyonunda kullanılabilecek performansa sahip olduğu rapor edilmiştir (Ernst ve ark 2006).

Ernst ve ark (2006)' nın Tetric Ceram ve Filtek Supreme ile yaptıkları bu klinik çalışmada ciddi bir post-opreratif hassasiyet gözlenmemiştir. Bottenberg ve ark (2007) Admira, Definite ve Tetric-Ceram üzerine yaptıkları klinik çalışmada da ciddi bir post-operatif hassasiyete rastlanmadığını belirtmişlerdir. Yaptığımız bu çalışmada sadece Estenia inley restorasyonların birinde bir yıl sonunda post-operatif hassasiyet gözlenmiştir ve bu da istatiksel açıdan önemli değildir.

Geurtsan ve Scholer (1999) in yaptıkları dört yıllık klinik çalışmanın sonucuna göre posterior kompozit rezin restorasyonlardaki en büyük problem marjinal renklenmedir. Bizim yaptığımız çalışmada kompozit rezin restorasyonlar arasında marjinal renklenme açısından istatistiksel bir fark gözlenmemekle birlikte indirekt kompozit rezin-Estenia ile yapılan restorasyonlarda daha az marjinal renklenme gözlenmiştir. Türkün ve Çelik (2007)'in yaptıkları iki yıllık klinik çalışmada Filtek Supreme restorasyonların marjinal renklenmelerinin başarılı olduğu rapor edilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda da Filtek Supreme XT'nin marjinal renklenmesi ile ilgili değerlendirme sonuçları Türkün ve Çelik (2007) 'in klinik çalışmalarıyla benzer bulunmuştur.

Loguercio ve ark. (2007)' nın yaptıkları klinik çalışmada 12 ay sonucunda en iyi yüzey görünümü nano dolduruculu ve mikro dolduruculu kompozit rezinlerde gözlendiği belirtilmiştir. Çalışmamızda bir yıllık klinik değerlendirmeler sonucunda yüzey pürüzlülüğü açısından indirekt kompozit inleylerden elde edilen A skoru yüzdesi; diğer restorasyonlarla aralarında istatistiksel bir fark olmamakla beraber sayısal olarak, direkt kompozit rezin restorasyonlardan daha fazla bulundu. Bunun nedeni, inley restorasyonların 10 dakika fırınlanması ile sağlanan ilave polimerizasyonla elde edilen yüksek aşınma dayanımları olabilir.

Bu çalışmamızın bir yıllık klinik değerlendirmeleri sonucunda; test edilen materyaller arasında karşılaştırılan kriterler açısından istatistiksel bir fark bulunmamıştır. Bir yıllık sonuçlara göre bütün restorasyonlar klinik olarak başarılı ve kabul edilebilir olarak belirlenmiştir. Materyaller arasında farklılığın bulunmamasının sebebi, çalışmada kullanılan kompozit rezin rezinlerin kimyasal bileşimleri ve yüksek seviyede inorganik doldurucu bulundurmalarındaki benzerlik olabilir (Çizelge 2.4.). Ancak bu çalışmanın devamında yapılacak uzun dönem takipler ve klinik değerlendirmeler ile materyaller hakkında daha doğru değerlendirmelerin yapılmasına mümkün olacaktır. En doğru sonuçların elde edilebilmesi için daha uzun dönem klinik takip ve değerlendirmelere ihtiyaç vardır.

4.1.4. Klinik Aşınmanın Değerlendirilmesi

Bu çalışmada restorasyonların klinik aşınma miktarlarını hesaplayabilmek için 3B' lu tarama metodunu kullandık. Yaptığımız bir yıllık klinik çalışma sonucunda modifiye USPH kriterlerine göre klinik olarak başarılı bulduğumuz iki indirekt inley ve üç direkt nano dolduruculu kompozit rezin materyal okluzal kontak bölgelerinde hacimsel olarak 6 aylık ölçümlerde 0,06 ± 0,01 mm^3- 0,9 ± 0,02 mm^3, bir yıllık ölçümlerde ise 0,09 ± 0,02 mm^3- 0,13 ± 0,03 mm^3 arasında aşınma gösterdi. Klinik aşınma hacminin hesaplanmasında

'Hacim (mm^3) = Aşınma yüzeyindeki ortalama derinlik (mm) x Kontak alanı (mm^2)'

formülü kullanıldı (Perry ve ark. 2000). Elde edilen aşınma değerleri ADA (5 yılda 250 µm aşınma) kabul program kuralları ile karşılaştırıldığında bütün kompozit rezin materyallerin aşınma dayanımının yeterli olduğu söylenebilir (ADA 2001). Posterior bölgelerde dişlerin kontakt yüzey alanı 0.02 ile 3.16 mm^2 arasında değişmektedir (Sakaguchi ve ark. 1994). Literatürde insan minesinin kontakt noktalarında yılda ortalama 29 µm aşınma olduğu gösterilmiştir (Lambrechts ve ark. 1989). Kullandığımız kompozit rezinlerdeki aşınma miktarı mine de gözlenebilecek aşınma değerine yakındır.

Wassell ve ark. (2000) tarafından inley ve kompozit rezinleri karşılaştırmak için yapılan 5 yıllık klinik çalışmada aşınma değerlendirilmeleri Ivoclar optik

karşılaştırma standarları kullanılarak yapılmış ve sonuçta inleyler ortalama 166 μm aşınırken, direkt geleneksel kompozit rezinler ortalama 169 μm aşındığı tespit edilmiştir. Bu çalışmada klinik aşınma miktarları yönünden materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ve kompozit rezin ve inleyler doğrusal olarak yılda 33–34 μm arasında aşınmaya uğramıştır. Hesaplanan aşınma değerleri dolgu yüzeyindeki ortalama aşınmadır. İvoclar metodu ile okluzal kontakt bölgelerindeki aşınma heaplanamamaktadır. Çalışmada kullanılan inley ve geleneksel posterior kompozit rezin materyallerin tümü ADA' nın belirttiği minimum gereksinim şartını yerine getirmiştir (Wassell ve ark. 2000).

Yapılan bir diğer klinik çalışmada Filtek Z100 kompozit rezin rezin ile yapılan sınıf II posterior restorasyonların bir yıl sonunda profilometre ile yapılan aşınma testi sonucu bütün dolgu yüzeyinden ortalama 204,8 μm aşındığı bulunmuştur. Bu aşınma değeri kontrol dişteki okluzal kontakt mine aşınmasından 36,8 μm belirgin olarak daha yüksektir (Pesun ve ark. 2000).

Köhler ve ark. (2000) yaptığı çalışmada leinfelder metodu ile yaptıkları aşınma ölçümlerinde ortalama aşınma miktarı Superlux Molar için 167 μm ve P-50 APC için 158 μm bulunmuş.

Lund ve ark. (2008) yaptıkları iki yıllık çalışmada leifelder metodu kullanarak kompomerlerin klinik okluzal aşınma miktarlarını 29,8 – 40,6 μm olarak bulmuşlardır.

Bizim çalışmamıza benzer şekilde Ohlmann ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada posterior polimer kronların aşınmalarını incelemişler. Yapılan restorasyonlardan başlangıç ve bir yıl sonrasında hassas ölçü maddeleri ile ölçü almışlar. Güçlendirilmiş sert alçı ile alçı model oluşturmuşlar ve bu modellerin Laserscan 3D optik 3D yüzey tarayıcısı ile bilgisayar ortamında 3B lu görüntüleri oluşturulmuşlar. Aşınma değişiklikleri standart bir bilgisayar programı Match 3D, Version 2.3 ile başlangıç ve bir yıllık modeller çakıştırılarak hesaplanmışlar. Bir yıl sonunda okluzal kontak alanındaki ortalama aşınma miktarını 37,5 μm – 56,7 μm arasında bulmuşlardır (Ohlmann ve ark. 2007).

Bharadwaj ve ark. (2005) yaptıkları bir yıllık çalışmada Filtek Supreme kompozit rezin için bizim çalışmamıza benzer aşınma değerleri bulmuşlardır. Bu çalışmaya göre Filtek Z100 6 ayda ortalama 0,071 mm^3 aşınırken Filtek supreme ortalama 0,068 mm^3 aşınmıştır. Bir yılsonundaki hacimsel aşınma değerleri Filtek Z100 için 0,251 mm^3 bulunurken Filtek Supreme için 0,192 mm^3 bulunmuştur. Bu çalışmada kompozit rezinlerin aşınma miktarı bir yılsonunda 6 aydan yaklaşık iki katdan daha fazla bir artış göstermiştir. Ancak bizim çalışmamızda bir yılsonunda altı aydan daha fazla aşınma gözlenmiş ama bu artış bir buçuk katla sınırlı kalmıştır.

Palaniappan ve ark. (2008) nanohibrit, geleneksel-hibrit ve mikro-hibrit kompozit rezinlerin klinik performansı ve aşınma davranışlarını araştırmak için 4 yıllık bir çalışma yapmışlar ve yapılan restorasyonlardan belli periyotlarda alınan ölçülerden hazırlanan alçı modelleri 3D-Pro-lazer-taraması ile tarayarak restorasyonların vertikal ve hacimsel aşınma miktarlarını hesaplamışlardır. Çalışma sonucunda Tetric Evo Ceram nano doldurucu kompozit rezin aşınma miktarı 0,9403±0,3 mm^3 olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da bir yıllık klinik çalışma sonucunda Tetric Evo Ceram için bu çalışmaya benzer hacimsel aşınma bulunmuştur.

Yaptığımız 1 yıllık klinik çalışmada kullandığımız kompozit rezin materyaller kendi aralarında aşınma değerleri açısından karşılaştırıldıklarında istatistiksel farklılıklar bulundu. En az aşınan kompozit rezin Aelite Esthetic nanohibrit kompozit rezin olurken en çok aşınan komozit ise Tescera indirekt kompozit rezin oldu. Kullanılan kompozit rezinlerden aynı firmanın ürettigi kompozit rezinler arasındaki istatistiksel farkın sebebi doldurucu partiküllerin yüzdesindeki fark olabilir. Daha düşük yüzde de doldurucu partikül içeren Tescera indirekt kompozit rezin daha fazla aşınmıştır. Kompozit rezin içerisindeki doldurucu partiküllerin miktarı, şekli ve boyutu kompozit rezinlerin aşınma performanslarının kontrol edilmesinde önemi ispatlanmış faktörledir. Genel olarak doldurucu partikül büyüklüğü azaltılarak materyal kayıp miktarı da azaltılabilir. Kompozit rezin içerisinde küçük doldurucu partiküllerin bulunması yüksek aşınma dayanımına sebep olabilir, bu özellik 100 nm boyutunda küresel şekilli doldurucuların kullanılması ile sağlanabilir (Turssi ve ark. 2005). Tanimoto ve Nemoto (2004) kompozit rezinlerin

doldurucu partikül büyüklüklerinin artması ile sürtünme katsayısı çarpanı ve aşınma derinliğinin artırıldığını göstermişlerdir.

4.2.Laboratuvar Çalışmalarının Değerlendirilmesi

Yaptığımız çalışmanın laboratuvar bölümünde kullandığımız kompozit rezin materyallerin aşınma simülatörü ile aşındırılarak aşınma dayanımları, bükülme dayanımları, yüzey pürüzlülükleri ve yüzey sertlikleri gibi fiziksel özellikleri karşılaştırılmıştır. Dişhekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinin tespit edilmesinde izlenecek en iyi yol, test edilmesi planlanan materyalin ağız ortamına benzer tasarımlar kullanılarak test edilmesidir. Standart örnekler üzerine uygulanan testler tekrarlanabilir sonuçlar alınmasına olanak verirken, ağızda kullanılacak materyallerin mekanik özelliklerinin tespitinde doğal dişlerin kullanılması ve klinik şartların yansıtılması, materyallerin maruz kalacakları kompleks kuvvetlere karşı gösterecekleri dayanıklılığın tespitinde daha sağlıklı sonuçlar verecektir. Her ne kadar yeni geliştirilen bir dental materyalin son testi kontrollü uzun dönem klinik çalışmalar (Wison ve Norman 1991) olsa da, ağız içerisinde kullanılmak üzere geliştirilen materyallerin çokluğu klinik ağız ortamının, laboratuvar ortamında simülasyonunun yapılmasına olan ilgiyi artırmaktadır. Bu sebeple yaptığımız çalışmamızda klinik çalışmalarımızı desteklemek amacı ile kullandığımız kompozit rezinler üzerine ağız ortamını taklit eden cihazlarla laboratuvar çalışmalarını yaptık.

4.2.1. Laboratuvar Aşınmanın Değerlendirilmesi

Günümüzde kompozit rezin materyallerin aşınmasının incelenebileceği ve kompozit rezinlerin klinik davranışlarını tamamen taklit edecek evrensel olarak kabul edilmiş deneysel bir metot bulunmamaktadır, bu konuda amaca ulaşmak da doğal olarak mümkün değildir (Turssi ve ark. 2003). Bu sebeple günümüzde iki yaklaşım kabul edilmektedir; sürekli olarak artan bir şekilde ağız ortamı koşullarının tamamını taklit etmeye çalışan deneysel yöntemler (Hu ve ark. 1999) veya aşınma mekanizma veya faktörlerinin bazıları üzerine odaklanan daha basit deneysel yöntemler (Finger ve Thiemann 1987, Wassell ve ark. 1994, Kaway ve Leinfelder 1995, Condon ve Ferracane 1996). Okluzal temas alanlarında meydana gelen aşınmanın taklit

edilebilmesi için çesitli aletler kullanılmıştır (Schnabel ve ark. 1994, Wassel ve ark. 1994).

Bizim çalışmamızda da aşınmanın taklit edilmesi için S.Ü. Dişhekimliği Fakültesinde geliştirilen aşınma simülasyon cihazı kullanılmıştır.

İn-Vitro Aşınma Simulasyonunda Karmaşık Faktörler

Laboratuvar ortamında biyolojik aşınma sürecinin taklit edilmesinde birçok değişkenin göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Bu değişkenlerin bazıları aşınmanın taklit edilmesinde hayati önem taşımaktadır (Lambrechts ve ark. 2006).

1- Antagonistin (karşıt örnek materyali) standardizasyonu

Dental materyallerin aşınma dirençlerinin incelendiği çalışmalardaki in-vitro aşınma sonuçlarının in-vivo bulgularla ilişkilendirilebilmesi için oral şartlar göz önünde bulundurulmalıdır. Materyaller arası farklılıkların kolayca tespit edilebilir olması için, aşınma testlerindeki farklılıkların en az olması istenmektedir. Etkili bir laboratuvar aşınma sistemi için karşıt örneğin seçimi kritik bir faktördür. Karşıt örneğin sertliği ve sürtünme katsayısının ağız ortamına benzer olması gerekmektedir (Shortall ve ark**.** 2002). Antagonist doğalda bulunan mine kusplarına benzer şekil ve boyutlarda standardize edilir. Krejci ve ark (1999) sürmemiş üçüncü molar dişlerin palatinal kusplarının sekil ve boyutunu ölçmüşler ve kusp tepelerini boyutunu dönme eksenine simetrik olarak $y=0.001x^2$ formulü ile tanımlamışlardır. Okluzal kontak bölgelerindeki aşınmanın simülasyonunda doğal mine antagonistleri kullanmayı tercih etmek daha iyidir (Krejci ve ark 1999). Çalışmamızda kullanılan aşınma simülatöründe antagonist olarak yeni çekilmiş üst molar dişlerin standardize adilmiş palatinal kuspları tercih edilmiştir.

2- Örnekler üzerine yükleme /kuvvet uygulanması

Aşınma simülasyonunda kullanılan cihazlarda 1, 10, 20, 25, 50, 75 ve 100 N arasında değişen çeşitli yükleme /kuvvet uygulama varyasyonları mümkündür (Lutz ve ark. 1992). Değişik gıdaların çiğnetildiği insanlar üzerine yapılan çalışmalarda molarların çiğneme kuvvetlerinin 20 N- 120 N arasında değiştiği gösterilmiştir

(Schindler ve ark. 1998). Bizim kullandığımız cihazda 50-70 N' luk okluzal kuvvet uygulanmıştır.

3- Devir sayısı

Değişik çalışmaların sonuçlarına bakıldığında 5 000, 10 000, 25 000, 50 000, 100 000 ve 120 000 arasında değişen devir sayıları gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda Manhart ve ark. (2000) ve Yap (2002)' ın çalışmalarına benzer şekilde 30 000 ve 60 000 devir kullanılmıştır.

4- Dişlerin temas süreleri

Laboratuvar aşınma taklidinde karşıt dişlerin kontak süreleri klinik koşullara benzer olmalıdır. Çünkü yükleme ve örneklerin temas süresi aşınmayı belirgin oranda artırır (Kaidonisl ve ark. 1998). Bizim kullandığımız aşınma cihazında dişler 50-70 N okluzal kuvvetle ve laterale kayma hareketi ile sürekli olarak antagonit diş örneklerle temas halindedir (Manhart ve ark. 2000). Bu sebeple yaptığımız çalışmada kullanılan döngü sayısı daha az tutulmuştur.

5- Örneklerin bulunduğu ortamın ısısı

Ağız ortamında meydana gelen sıcaklık değişimleri göz önünde bulunmalıdır çünkü sıcaklık plastik etki oluşturur. Ya sabit 37^{o}C da ya da 5-55^{o}C termal siklus kullanılabilir (Yap ve ark. 2001). Bizim çalışmamızda ortamın sıcaklığı sabit 37^{o}C tutulmuştur.

6- Kayganlık ve sürtünme

Ağız ortamında doğal kayganlaştırıcı olarak tükürük, plak ve pelikıl bulunur. Bunlar hep birlikte bir kayganlaştırıcı sistem oluşturur bu kayganlaştırıcı tabakanın film kalınlığı çok ince olduğu için yüzeydeki pürüzlerin birbirlerine dokunmasını engellemez. Ağız ortamının taklit edildiği laboratuvar çalışmalarında insan tükürüğü kullanımı en iyi tercih olsa da dayanıksızlığı ve kontaminasyona sebep olması sebebiyle yeni toplanmış tükürüğe benzer karakteristik özelliklere sahip kayganlaştırıcıların kullanılması daha caziptir (Turssi ve ark. 2006). Bizim çalışmamızda sürtünen yüzeylerden kopan partiküllerin uzaklaştırılması, örnek

yüzeylerinin yıkanması ve kayganlaştırıcı olması amacıyla laboratuvarda hazırlanan suni tükürük kullanıldı.

Çalışmamızda kullandığımız S.Ü. Dişhekimliği Fakültesi aşınma simülatörü, okluzal kontakt aşınmasını taklit eden kayarak aşındırma test cihazına (*Munich Artificial Mouth*) benzemektedir. Bu cihazda örnekler, 50 N vertikal yüklemede blok üzerinde iğne (pin-on-block) şeklinde dizayn edilen ve titreyerek kayan antagonist ile aşındırılırlar (Zantner ve ark. 2004).

4.2.2. Aşınmanın Tespitinin Değerlendirilmesi

Laboratuvar çalışmalarında kompozit rezin restorasyonların aşınma dirençleri profilometrik takip (Condon ve Ferracane 1996) , ağırlık azalmasının ölçülmesi (Hu ve ark. 1999) , mikroskobik fotoğraflama (Ferracane ve ark. 1997) veya 3B lazer taraması (Manhart ve ark. 2000) ile incelenebilmektedir.

Moura ve ark. (2003) bir malgam ve iki kompozit rezin materyalin laboratuvar aşınma derecelerini analiz etmek için M-L skalası ile gözlem ve profilometre yöntemlerini kullanmışlar ve yaptıları çalışma sonucunda M-L skalası ile yapılan analizde materyaller arası fark bulamazken profilometre yöntemiyle yapılan analizde amalgamın kompozit rezinlerden daha az aşındığını bulmuşlardır. Profilometre metodu ile karşılaştırıldığında aşınmanın tepit edilmesinde M-L skalasının doğruluğu zayıftır (Moura ve ark. 2003).

Biz yaptığımız çalışmada kompozit rezinlerin laboratuvar aşınma miktarlarını hesaplayabilmek için 3B lu tarama metodunu kullandık. Aşınma simülatörü için hazırladığımız örneklerden aşındırma öncesi, 30 000 döngü ve 60 000 döngü sonrası aldığımız hassas ölçülerden elde ettiğimiz alçı modelleri 3B lu tarama sistemi olan OPTO-SE cihazı ile taradık. Bilgisayar ortamında oluşan 3B lu modellerin çakıştırılmasında ise Rapidform 2006 bilgisayar programını kullandık.

Yaptığımız laboratuvar aşınma testi sonucunda iki indirekt inley ve üç direkt nano dolduruculu kompozit rezin materyal okluzal kontak bölgelerinde hacimsel olarak 30 000 döngü sonrası yapılan ölçümlerde 0,092 mm^3- 0,223 mm^3, 60 000 döngü sonrası yapılan ölçümlerde ise 0,191 mm^3- 0,395mm^3 arasında aşınma gösterdi. Çalışmamızda kullandığımız kompozit rezin materyallerin klinik ve laboratuvar

hacimsel aşınma miktarlarını karşılaştırdığımızda laboratuvar aşınma miktarlarının klinik aşınmadan belirgin olarak daha fazla olduğunu gözlenmektedir. Laboratuvarda kullandığımız aşınma simülasyon cihazında uygulanan okluzal kuvvet sürekli olduğu için döngü sayıları klinikte uyguladığımız süre periyotlarına karşılık gelmemektedir. Bu sebeple laboratuvar sistemimiz burksizm tipi aşınma modeli olabilir. Ancak, en az ve en çok hacimsel aşınma gösteren kompozit rezin klinikte ve laboratuvarda aynı bulunmuştur. Her iki aşınma çalışmasında da Aelite Esthetic nano doldurucu kompozit rezin en az aşınırken Tescera ATL indirekt inley kompozit rezin en çok aşınmıştır. Bu sonuç, laboratuvar aşınma simülasyonumuzun klinik çalışmalara uygun olabileceğini göstermesi bakımından önemli olabilir.

Yaptığımız laboratuvar çalışmalarında kullandığımız 5 farklı kompozit rezin materyal arasında istatiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. En çok aşınma dayanımı gösteren kompozit rezin Aelite Esthetic nano dolduruculu kompozit rezintir. Kompozit rezinler içerisindeki nano boyutlu partikül kümelerinin mikrohibrit doldurucular ile aynı boyutta olmalarına rağmen daha iyi aşınma dayanımı göstermelerinin sebebi, aşınma esnasında nano partikül kümelerindeki partiküllerin ikincil büyük partikülleri koparmaları yerine yüzeyden bireysel olarak kırılmalarıdır. Bu sayede aşınma yüzeyinde daha küçük pürüzler oluşur ve daha düşük yüzey pürüzlülüğü sağlanır. Bizim çalışmamızda da en iyi yüzey pürüzlülük değerine sahip Aelite Esthetic nano dolduruculu kompozit rezin en az aşınmıştır.

Cha ve ark. (2004)' nın mikrohibrit ve nano dolduruculu kompozit rezin materyallerin aşınma miktarlarını karşılaştırmak için yaptıkları çalışmada kompozit rezinlerin hacimsel olarak 0,043-0,092 mm^3 arasında aşındıkları gösterilmiştir. Araştırıcılar kompozit rezin materyalleri dental porselen karşıtlığında 50 000 döngü ile aşınma simülatöründe aşındırmışlar ve kompozit rezinlerdeki aşınma miktarlarını ve aşınma bölgelerini 3B profilometre ve dijital haritalama yöntemi ile saptamışlardır. Çalışma sonucunda mikro hibrit kompozit rezinlerin hacimsel aşınma değerleri 0,053–0,092 mm^3 arasında bulunurken, nano dolduruculu kompozit rezin Filtek Supreme 0,043–0,057 mm^3 arasında hacimsel aşınma göstermiştir. Bu çalışmada aşınma dayanımı açısından kompozit rezin tipleri arasında önemli bir fark bulunmamıştır (Cha ve ark.2004).

Literatürde gözlenen kompozit rezinlerin hacimsel aşınma değerleri ile bizim bulduğumuz hacimsel aşınma değerlerinde belirgin farklılıklar göstermiştir. Bu farkın temel sebebi kullanılan aşına simülatör cihazlarındaki farklılıklar olabilir. Aynı kompozit rezin materyalin farklı aşınma simülatörleri ile aşındırıldığı çalışmalarda alde edilen aşınma değerlerinin aşınma simülatörü tipine bağlı olarak değişiklik gösterdiği bulunmuştur (Heintze ve ark. 2005).

Zantner ve ark. (2004) mikro dolduruculu kompozit rezin, mikrohibrit kompozit, hibrit kompozit ve kompomerler üzerine Münih aşınma simülatörü ile yaptıkları aşındırma çaılşmasında mikro dolduruculu kompozit rezinlerin en az; kompomerlerin ise en çok kontakt aşınması sergilediklerini göstermişlerdir. Mikrohibrit ve hibrit kompozit rezinlerin aşınma miktarları da mikro dolduruculu kompozit rezinlerden daha fazladır. Bu çalışmaya göre doldurucu partikül boyutu ve morfolojisinin okluzal kontak alanındaki iki cisim aşınma özellikleri üzerine yüksek etkisi vardır (Zantner ve ark. 2004).

Diş hekimliği uygulamalarında indirekt kompozit rezin inley kullanılmasının sebeplerinden biri bu restorasyonların fırınlanmasıdır. Kompozit rezin sistemlerin ısı ve ışık ile fırınlanması ile polimerizasyon dereceleri artırılarak, aşınma dayanımını da içeren fiziksel özeliklerinde artma sağlanacağı düşünülür. Wassell ve ark. 1997 yaptıkları çalışmada iki hibrit ve bir mikro hibrit kompozit rezin materyali geleneksel yöntemle ve ilave fırınlama yöntemi ile sertleştirmişler ve iki sertleştirme yöntemi arasında aşınma açısından farklılık olup olmadığını incelemişlerdir. Bu çalışma sonucunda materyaller arasında aşınma açısından fark bulunurken sertleştirme metotları arasında aşınma açısından herhangi bir fark bulunmamıştır (Wassell ve ark.1997).

Bizim yaptığımız laboratuvar aşınma çalışmasında indirekt kompozit rezin materyallerden Estenia kompozit rezin materyalin aşınma dayanım değeri nano dolduruculu kompozit rezinlere benzer bulunurken Tescera ATL indirekt kompozit rezinin aşınma dayanım değeri daha düşük bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da kompozit rezinlerin fırınması ile ilave polimerizasyonun aşınma dayanımı üzerine olumlu bir etkisi olmamıştır.

Teorik olarak nano yapılı dental kompozit rezinler, mikro dolduruculu kopozitlerden daha iyi aşınma ve yorgunluk dayanımı sağlamak ve uzun ömürlü restorasyonlar yapmak için üretilmişlerdir. Nano dolduruculu kompozit rezinlerin aşınma ve diğer fiziksel özellik davranışlarının incelenmesi için Turssi ve Ferracane (2006) yaptıkları çalışma sonucunda nano dolduruculu kompozit rezinler Heliomolar, Grandio ve Supreme in belirgin olarak mikro dolduruculu Ceram-X and Premise kompozit rezinlerden daha yüksek bükülme dayanımına sahip olduklarını bulmuşlar. Aşınma dayanımında ise nano dolduruclu kompozit rezinler ile mikro dolduruculu kompozit rezinler arasında belirgin bir fark bulamamışlardır (Turssi ve Ferracane 2006).

Bu çalışmalara ilave olarak aşınma performansına katkısı olduğu varsayılan özelliklerin değerlendirilmesi için planlanan laboratoar çalışmaları; kırılma sertliği, çekme dayanımı bükülme dayanımı, yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü gibi testleri içermektedir. Bu fiziksel özelliklerin bazıları karşılıklı olarak aşınma ile ilişkilidir, ancak sadece fiziksel özelliklere bakılarak dengeli ve güvenilir bir yolla aşınma direncini tahmin etmek imkansızdır (Turssi ve ark. 2003). Mesela yüksek kırılma dayanımı olan bir kompozit rezin rezinin abraziv aşınma direncinin yüksek olması şart değildir (Chadwick ve ark. 1990). Bizim çalışmamızda fiziksel özellikleri değerlendirmek için bükülme dayanımı, mikro sertlik ve yüzey pürüzlülüğü testlerini yapılmıştır.

4.2.3. Diğer fiziksel özelliklerin değerlendirilmesi:

Kompozit rezinlerinin sertliğinin belirlenmesinde çeşitli metodların kullanılabildiği gözlenmektedir **(**Taşveren 2005, Pagniano ve ark. 1993). Rockwell ve Vickers testleri en çok kullanılan test yöntemleridir. Poskus ve ark. (2004)'nın yaptıkları çalışmada kompozit rezinlerdeki Knoop ve Vicker's sertlik değerlerini karşılaştırmışlar ve her iki sertlik ölçümünün birbiriyle pozitif korelasyon gösterdiğini belirtmişlerdir. Biz çalışmamızda metodun pratikliği ve laboratuvar olanakları doğrultusunda Vicker's sertlik ölçme yöntemini kullandık. Kompozit rezinlerin bükülme dayanımının belirlenmesi için ise literatürde olduğu gibi üç-nokta bükme testini uyguladık (Della Bona ve ark. 2008).

Gladys ve ark (1997) yaptıkları bir araştırmada doldurucu içeriklerin boyutu ve kompozit rezin içerisindeki dağılımının kompozit rezin materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilediklerini ve kompozit rezin içerisindeki doldurucu seviyesinin materyalin elastik modülü ve kırılma dayanımı ile doğrudan ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Bizim kullandığımız kompozit rezinlerde doldurucu partikül miktarı %60- %92 arasında, doldurucu partikül boyutu da 5 nm-3,5 μm arasında değişmektedir.

Willems ve ark (1993), mikro dolduruculu kompozit rezinlerin yüzey sertliği ve pürüzlülüğünü değerlendirdikleri çalışmalarında 3M Silux kompozit rezin için bu değerleri sırasıyla 46 VHN ve 0.10 Ra olarak elde etmişlerdir. Yine bu araştırmacılar çok küçük ve yoğun dolduruculu kompozit rezinler (Adaptic II, P-50, APC ve Z100) ile yaptıkları çalışmada bu kompozit rezinlerin istenilen özellikleri taşıdıklarını bildirmişlerdir. Bu çalışmada çok küçük ve yoğun doldurucu partikülleri içeren kompozit rezinlerin diğer kompozit rezinlere göre en sert kompozit rezin olduğunu bildirilmektedir. Bu laboratuvar çalışmamızda kullandığımız kompozit rezinlerde ortalama bükülme dayanımı değeri (201,96- 111,39 MPa) arasında, ortalama yüzey sertlik değeri (81,16 -32,46 VHN) arasında ve ortalama yüzey pürüzlülük değeri ise 0,18-0,91 Ra arasında bulunmuştur. Literatürdeki çalışmalarla uyumlu olarak doldurucu partikül miktarı en fazla olan indirekt kompozit rezin-Estenia'nın fiziksel özellikleri de oldukça iyi bulunmuştur.

Xu ve ark. (2000)'nın güçlendirilmiş indirekt kompozit rezinlerin sertlikleri ve esneklikleri üzerine yaptıkları çalışmada ilave ısı polimerizasyonunun sertlik ve esneklik üzerine pozitif bir etkisinin olmadığı ancak içerisine katılan doldurucu partikülleri artırıldığında kompozit rezinlerin esnekliği ve sertliğinin arttığı rapor edilmiştir. Bizim bu laboratuvar çalışmalarımızda da buna benzer olarak ilave ısı polimerizasyonunun Tescera ATL indirekt kompozit rezinin fiziksel özellikleri üzerine belirgin bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir Özellikle indirekt kompozit rezin olan Tescera ATL nin diğer kompozit rezinler üzerine üstünlüğü gözlenmemiştir. Ancak yukarıdaki çalışmalara benzer olarak bizim çalışmamızda da doldurucu miktarı en fazla olan indirekt kompozit rezin olan Estenia'nın bükülme dayanımı ve yüzey sertliği gibi fiziksel özellikleri diğer kompozit rezinlere nazaran en iyi bulunmuştur.

Klymus ve ark. (2007) yüksek ısı ile polimerize olan indirekt kompozit rezinler (Belle Glass ve Targis)'in direkt ışık ile polimerize edilen kompozit rezinlerden (Artglass ve Solidex) daha yüksek bükülme dayanımı ve elastisite modülüne sahip olduklarını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda doldurucu içeriği yüksek olan indirekt kompozit rezinde bükülme dayanımının yüksek olduğu gözlenirken, doldurucu içeriği nispeten daha düşük olan indirekt kompozit rezin direkt kompozit rezinlere benzer bükülme dayanımı göstermektedir.

Demirel ve ark. (2003)'nın indirekt ve direkt kompozit rezin materyallerin (Belleglass HP, Artglass, Targis) mekaniksel özelliklerini karşılaştırmak için yaptıkları çalışmalarında, Vickers sertlik değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde birbirinden farklı olduğunu bulmuşlardır. Her üç kompozit rezin materyalin doldurucu içeriği ile miktarlarının ve partikül büyüklüklerinin benzer olmasına rağmen fiziksel özelliklerindeki farklılıkların polimer matriks içeriklerindeki farklılıktan kaynaklandığını bildirmişlerdir (Demirel ve ark. 2003). Yaptığımız çalışmada kullandığımız kompozit rezinler de doldurucucu içerikleri açısından birbirlerine benzer olmalarına rağmen, kompozit rezinler arasında fiziksel özellikleri açısından farklılıklar gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda materyaller arası farklılığın sebebi de materyallerin polimer matriks içerikerindeki farklılıklar olabilir.

.

5.SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgulara göre aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir;

1) USPH kriteleri; çalışmada kullandığımız kompozit rezinlerin klinik başarılarının değerlendirilmesinde yeterli bulunmuştur
2) Yaptığımız 1 yıllık klinik çalışma sonunda kullandığımız kompozit rezinlerin hepsinin arka grup dişlerin restorasyonunda başarılı oldukları bulunmuştur.
3) Klinik başarı açısından hem 6 aylık hemde 1 yıllık dönemlerde nano dolduruculu direkt kompozit rezinlerle indirekt kompozit rezin inleyler arasından fark bulunmamıştır.
4) Kullandığımız kompozit rezinlerin klinik aşınma dayanımları ADA kriterlerine uygun bulunmuştur.
5) Kullandığımız kompozit rezinlerin klinik ve laboratuar aşınma dayanımları karşılaştırıldığında yüzey pürüzlülüğü en az olan nano dolduruculu kompozit rezin Aelite Esthetic aynı zamanda en az aşınma özelliği göstermiştir.
6) Kompozit rezin materyaller içerisinde en yüksek doldurucu partikül oranına sahip indirekt kompozit rezin Estenia'nın fiziksel özellikleri diğer kompozit rezinlere göre oldukça başarılı olarak gözlenmiştir.

Yaptığımız laboratuvar ve klinik çalışmalar ışığında nano dolduruculu kompozit rezinlerin, indirekt kompozit rezinler kadar iyi fiziksel özelliklere sahip olduğu ve arka grup dişlerin restorasyonunda da başarılı bir şekilde kullanılabileceği sonucuna varıldı. Ancak klinik başarıları hakkında daha kesin bir sonuca ulaşmak için daha uzun dönem klinik takip çalışmalarının yapılmasına ihtiyaç vardır. Gelecekte, bu çalışma ile başlatılan klinik takip devam ettirilerek daha kesin sonuçlara varılmaya çalışılacaktır.

ÖZET

Çeşitli Rezin Kompozit Materyallerin Fiziksel Özelliklerinin İn vivo ve İn vitro Olarak Karşılaştırılması

Hazırlayan: Ali Rıza ÇETİN

Danışman: Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ

Diş hastalıkları ve Tedavisi A.D.; Doktora Tezi; 2009

Rezin esaslı kompozit teknolojisinin restoratif dişhekimliğine girmesi geçen yüzyılın dişhekimliğine kattığı en büyük gelişmedir. Adeziv restorasyonların sağlam diş yapısını koruma, mikro sızıntıyı azaltma, postoperatif hassasiyeti önleme, marjinal renklenme ve ikincil çürük oluşumunu önleme ve fonksiyonel streslerin adeziv ara yüzey aracılığıyla dişe iletilmesi gibi avantajları mevcuttur. Bu araştırmada direkt ve indirekt kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin klinik ve laboratuvar ortamında değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu nedenle, arka grup dişlerin diş renginde direkt restorasyonunda kullanılabilen nano hibrid kompozitler (Tetric Evo Ceram, Filtek Supreme XT, Aelite Esthetic) ve dişlerin indirekt restorasyonunda kullanılan inley kompozit materyallerle (Estenia, Tescera ATL) klinikte 100 adet diş restore edilmiştir. Yapılan restorasyonlardan 1 hafta, 6 ay ve 1 yıllık periyotlarda hassas ölçüler alınarak restorasyonların klinik uyumu USPH kriteleri ile değerlendirilmiş ve alçı modeller kullanılarak 3-B tarama yapılarak, uygulanan restorasyonların klinik aşınma miktarları hesaplanmıştır. Ayrıca aynı kompozit rezin materyaller laboratuvar ortamında aşınma simülatörü aracılığıyla aşındırılarak yine 3-B tarama yöntemi ile aşınma miktarları, üç nokta testi ile bükülme dayanımları, Vicker's Hardness Tester cihazı ile yüzey sertlikleri, Computerize roughness tester cihazı ile de yüzey pürüzlülükleri ölçülerek diğer fiziksel özellikleri belirlenmiştir.

Bu çalışmada kullanılan kompozitlerden elde edilen klinik ve laboratuvar aşınma değerleri, ADA kabul program kuralları ile karşılaştırıldığında bütün kompozit rezin materyallerin aşınma dayanımının yeterli olduğu söylenebilir. Kullanılan kompozit rezinler arasında yüzey pürüzlülüğü az olan kompozitlerin *in- vivo* ve *in-vitro* aşınma dayanımlarının daha iyi olduğu gözlenmiştir. Ancak kompozitlerin aşınma dayanımları ile bükülme dayanımı ve yüzey sertliği arasında doğru orantılı bir bağlantı bulunmamaktadır. Direct ile İndirekt kompozit rezinler arasında aşınma dayanımları açısından önemli bir fark bulunamamıştır. Kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin doldurucu partikül içeriklerinin boyut ve miktarından etkilendiği, çalışmada kullanılan kompozitlerde en yüksek doldurucu içeriğe sahip indirekt kompozit rezin Estenianın en iyi fiziksel özelliklere sahip olduğu gözlenmiştir. Sonuç olarak yapılan bir yıllık klinik ve laboratuvar çalışmaları sonucunda kullandığımız kompozitlerin hepsinin fiziksel özelliklerinin arka grup dişlerin restorasyonunda kullanmak için yeterli olduğu bulunmuştur. Ancak klinik başarılarının tam olarak tespit edilebilmesi için daha uzun dönem klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Anahtar kelimeler: kompozit rezin, aşınma, bükülme dayanımı, mikro sertlik, yüzey pürüzlülüğü

SUMMARY

Comparison of Physical Properties of Different Resin Composite Materials, In vivo and In vitro

The introduction of resin-based composite technology to restorative dentistry was one of the most significant contributions to dentistry in the last century. The advantages of bonded restorations include conservation of sound tooth structure, reduction of microleakage, prevention of postoperative sensitivity, marginal staining and recurrent caries, transmission and distribution of functional stress across the bonding interface to the tooth. The aim of this study was to assesment physical properties of direct and indirect composite resins, *in vivo* and *in vitro*. Therefore, totally 100 teeth were restored with three nano-hybrid direct composites (Tetric Evo Ceram, Filtek Supreme XT, Aelite Esthetic) and two indirect composites (Estenia, Tescera ATL) , which can use for tooth colored restoration of posterior teeth. The impressions of teeth were taken after 1 week, 6 mouth and 1 year then super-hard stone-die replicas were prepared. Subsequent to clinical evaluation of composite resins with USPH criteria, wear degree of composites were calculated with 3-D scan method. In addition, the same composites were abraded with wear simulator and then plaster models were prepared for 3-D scan to screen laboratory wear degree. Other physical characteristics are determined with Tri -point bending test for flexural strength, Vicker's hardness test system for the surface hardness, Computerize roughness test system for the surface roughness.

The clinical and laboratory wear resistance of composite resins were found enough in this study, when were compared to the rules of the ADA acceptence program. The best *in vivo* and *in vitro* wear resistance was observed from the composite which has lowest surface roughness between composite resins. On the other hand there is no directly proportional interrelation between wear resistance and flexural strength, wear resistance and surface hardness. According to this study, there is no significant difference between direct and indirect composite resins. The physical properties of composites are influenced by the type, size, and volume fraction of the filler particles, this study showed that, the indirect composite Estenia which has highest level of filler, has best physical properties. As a result of one year clinical and laboratory studies, the composites which used in this study has enough physical properties for usage of the restoration of posterior teeth. However, for the certain clinical determination, long term clinical studies needed.

Key words: Composite resin, wear, flexural strength, micro hardness, surface roughness

8. KAYNAKLAR

Al-Fawaz A, Awliya WY. The effect of three finishing systems on three esthetic restorative materials. Saudi Dental Journal. 2003; 15, 2-10.

American Dental Association Council on Scientific Affairs. ADA acceptance program guidelines: Resin-based composites for posterior restorations. Chicago: American Dental Association; 2001.

Andrea SF, Manhart J, Kremers L, Kunzelmann KH, Hickel R. Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. J Prosthet Dent. 1999; 82: 391-7.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Mechanical properties of heat treated restorative resins for use in the inlay/onlay technique. Scand J Dent Res. 1990; 98(6):564–7.

Ausielloa P, Rengoa S, Davidson CL, David C. WattsStress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. Dent Mater. 2004; 20, 862–872.

Bailey WJ. Ring-opening polymerization. Comprehensive polymer science. 1989; 3: 283-320.

Bangerter V, Christensen R, ChristensenG. Method for determination of in vivo wear. J Dent Res. 1987; 66:126.

Baratieri LN, Ritter AV. Four-year clinical evaluation of posterior resin-based composite restorations placed using the total-etch technique. J Esthet Restor Dent. 2001; 13: 50-7.

Baseren M. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. J Biomater Appl. 2004; 19: 121-134.

Bauer CM, Kunzelmann KH, Hickel R. Simulated food wear of resin composites and ormocers. Dtsch Zahnarztl Z. 1995; 50:335-8.

Baum L, Phillips RW, Lund MR. Textbook of operative dentistry. Tooth colored restratives. 2th. edition. 1985; 206.

Bayırlı G, Şirin Ş. Restoratif tedavi. Kompozit Restorasyon maddeleri. İ.Ü Dişhekimliği fak yayınları 1985; 159-164.

Bekes K, Boeckler L, Gernhardt CR, Schaller HG. Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system – 2-year results. J Oral Rehabil. 2007; 34; 855–861.

Bennett A, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. Dent Mater. 2004; 20: 72–79.

Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. Dent Mater. 2007; 23: 51-9.

Bharadwaj D, Lambrechts P, De Munck J, Mattar D, Van Meerbeek B. Clinical Wear Performance of Filtek Supreme and Z100 in Posterior Teeth. IADR 2005; (Abstract number 0576).

Blalock JS, Chan DC , Brownıng WD, Callan R, Hackman S. Measurement of clinical wear of two packable composites after 6 months in service. J Oral Rehabil. 2006; 33: 59–63.

Bottenberg P, Alaerts M, Keulemans F. A prospective randomised clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: Three-year results. Journal of dentistry. 2007; 35: 163-171.

Bouschlicher MR, Cobb DS, Boyer DB. Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations. Oper Dent. 1999; 24: 20-25.

Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G. In vivo evaluation of four posterior composites: quantitative wear measurements and clinical behavior. Dent Mater. 1986; 2: 106–13.

Brunthaler A, Konig F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. Clin Oral Investig. 2003; 7: 63–70.

Burke FJT, Lucarotti PSK, Holder R. Outcome of direct restorations placed within the general dental services in England and Wales (Part 4): Influence of time and place. Journal of Dentistry. 2005; 33, 837–847.

Busato AL, Loguercio AD, Reis A, Oliveira Carrilho MR. Clinical evaluation of posterior composite restorations: 6-year results. Am J Dent 2001; 14:304–8.

Cattani-Lorente M, Godin Ch, Bouillaguet S, Meyer J.M. Linear polymerization shrinkage of new restorative composite resins. European Cells and Mater. 2003; 5: 40-41.

Cha HS, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Evaluation of wear resistance of dental resin composites with a 3D profilometer. J Biomed Mater Res. 2004; 71: 414 – 420.

Chadwick RG, McCabe JF, Walls AWG, Storer R. The effect of storage media upon the surface microhardness and abrasion resistance of three composites. Dent Mater. 1990; 6: 123–128

Collins CJ, Bryant RW, Hodge KLV. A clinical evaluation of posterior composite resin restorations: 8-year findings. Journal of Dentistry 1998; 26: 311–7.

Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of composite wear with a new multi mode oral wear simulator. Dent Mater. 1996; 12: 218-26.

Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV polymerized composites. J Dent Res. 1980; 59: 800-808.

Crivello JV, Lohden G**.** The preparation of novel 1-propenyl ethers and their cationic photopolymerization. J of Polym. Scien. 1996; 34: 2051-2062.

Cvar JF, Ryge G. Reprint of Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. Clin Oral Invest. 2005; 9: 215–232.

Çakır A. 3D Optik Taramanın Temel Prensibi, Optik Üçgenleme (Optical Triangulation)**.** Kalıp Dünyası. 2005; 26-30.

Davy KW, Causton BE. Radio-opaque denture base: a new acrylic co-polymer. J Dent, 1982; 10:254-64.

Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi LTD. Şti. Ankara-2000; 1-20, 74-84

De Souza FB, Guimarães RP, Silva CH. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. Quintessence Int. 2005; 36: 41-8.

Della Bona A, Benetti P, Borba M, Cecchetti D. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. Braz Oral Res. 2008;22: 84-9.

De Marco FF, Rodolpho PAR, Cenci MS, Donassollo TA. Clinical evaluation of posterior composite restorations: 16 years follow-up. J Dent Res. 2005; 84:167.

Demirel F, Saygılı G, Şahmalı S. Comparative mechanical property characterization of three ındirect composite resin materials compared with two direct composites. Polym AdwTechnol. 2003; 14:380-386.

Dietschi D, Spreafico R. Adhesive metal-free restorations: current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. Berlin: Quintessence Publishing Co Inc. 1997; 60–77.

Dresch W, Volpato S, Gomes JC, Ribeiro NR, Reis A, Loguercio AD Clinical evaluation of a nanofilled composite in posterior teeth: 12-month results. Oper Dent. 2006; 31(4):409-17.

Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. Clin Oral Investig. 2006; 10: 119–125.

Ferracane JL. In Vitro Evaluation of Resin composites. Structure-property relationships, development of assessment criteria. Trans Acad Dent Mater 1989; 2:6-35.

Ferracane JL. Current trends in dental composites. Crit Rev Oral Biol Med. 1995; 6: 302-18.

Ferracane JL. Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. J Dent Res 1997; 76:1508–16.

Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? Dent Mater 2006; 22: 689–692

Ferreira MC, Vieira RS. Marginal leakage in direct and indirect composite resin restorations in primary teeth: an in vitro study. J Dent. 2008;36(5):322-5.

Finger W, Thiemann J. Correlation between *in vitro* and *in vivo* wear of posterior restorative materials. Dent Mater 1987;3:280– 286,

Gaengler P, Hoyer I, Montag R. Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report. Journal of Adhesive Dentistry. 2001;3:185–94.

Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P. Micromorphological evaluation of posterior composite restorations- a 10-year report. J Oral Rehabil 2004; 31:991–1000.

Geraldi S, Perdigao J. Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth. J Dent Res. 2003;81: 1276.

Gerbo LR, O'Neal SJ, Leinfelder KF, Wright WW. Two year comparison of indirect versus direct posterior composite restorations. J Dent Res.1992; 71:634.

Geurtsan W, Schoeler VA. 4-year retrospective clinical study of class I and class II composite restorations. Oper Dent. 1997; 25,129: 132.

Gladys S, Van MB, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G.Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. J Dent Res. 1997;76:883–894.

Görür B, Akdoğan A, Yurci M. Optik Ölçme Yöntemlerinin Sac ve Plastik Parçaların İmalatındaki Sayısallaştırma, Tersine Mühendislik ve Muayene Prosesleri, www.turkcadcam.net, Aralık; 2005.

Hasanreisoğlu U, Sönmez H, Üçtaşlı S, Wılson HJ. Microleakage of direct and indirect inlay/onlay systems. J Oral Rehabil. 2007; 23: 66 – 71.

Heintze SD, Zappini G., Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators—Results of a round robin test. Dent Mater. 2005; 21: 304–317.

Heintze SD, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation. Dent Mater. 2006; 22: 166–175.

Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. Dent Mater. 2006; 22: 712–734.

Heintze SD, Zellweger G, Zappini G. The relationship between physical parameters and wear of dental composites. Wear. 2007; 263: 1138-1146.

Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006; 11: 215-20.

Heymann HO, Wilder Jr AD, May Jr KN, Leinfelder KF. Two-year clinical study of composite resins in posterior teeth. Dent Mater. 1986; 2: 37–41.

Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New Direct Restorative Materials. International Dental Journal, 1998; 48: 3-16.

Hoelscher DC, Neme AM, Pink FE, Hughes PJ. The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materialsOper Dent. 1998; 23(1):36-42.

Howard NY. Advanced use of an esthetic indirect posterior resin system. Compend Contin Educ Dent. 1997; 18: 1044-1054.

Hu X, Harrington E, Marquis PM, Shortall AC. The influence of cyclic loading on the wear of a dental composite. Biomaterials 1999; 20:907–912.

Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. Dent Mater. 2003; 19:206–11.

Irie M, Suzuki K. Current luting cements: marginal gap formation of composite inlay and their mechanical properties. Dent Mater. 2001;17:347-53.

Kaidonisl JA, Richards LC, Townsend GC, Tansley GD. Wear of Human Enamel: A Quantitative in vitro Assessment. J Dent Res. 1998; 77(12): 1983-1990.

Kaway K, Leinfelder KF. *In vitro* evaluation of OCA wear resistance of posterior composites. Dent Mater 1995; 11:246–251.

Khatri CA, Antonucci JM, Stansbury JW: Synthesis, Characterization and Evaluation of Urethane Derivatives of Bis-GMA. Polymer Preprints. 2000; 41:45-46.

Klymus ME, Shinkai RS, MotaEG, Oshima MS, Spohr AM, Burnett LH. Influence of the mechanical properties of composites for indirect dental restorations on pattern failure. Baltic Dental and Maxillofacial Journal, 2007; 9:56-60.

Köhler B, Rasmusson CG, Ödman P. A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. Journal of Dentistry 2000; 28: 111–116.

Krejci I, Lutz F, Zedler C. Effect of contact area size on enemal and composite wear. J Dent Res 1992; 71:1413-6.

Krejci I, Albert P, Lutz F. The influence of antagonist standardization on wear Journal of Dental Research, 1999; 78, 713-719.

Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater 1999;15:128-37.

Lambrechts P, Vanherle G, Vuylsteke M, Davidson CL. Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three-dimensional measuring technique. J Dent 1984;12:252-67.

Lambrechts P, Braemı M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo Wear of Human Enamel J Dent Res 1989; 68(12):1752-1754.

Lamberchts P, Debels E, Landuyt KV, Peumans M, Meerbeek BV. How to simulate wear? Owerview of existing methods. Dent Mater. 2006; 22: 693-701

Lang BR, Jaarda M, Wang RF. Filler particle size and composite resin classification systems. J Oral Rehabil. 1992;19(6):569-84.

Leinfelder KF, Taylor DF, Barkmeier WW, Goldberg AJ. Quantitative wear measurement of posterior composite resins. Dent Mater (a)1986;2:198-201.

Leinfelder KF, Wilder AD, Teixeira LC. Wear rates of posterior composite resins. J Am Dent Assoc (b)1986;112:829–33.

Leinfelder KF, Radz GM, Nash RW. A report on a new condensable composite resin. Compend Cont Oral Epidemiol, 1999; 27:230-237

Leinfelder KF, Suzuki S. In vitro wear device for determining posterior composite wear. J Am Dent Assoc. 1999 130:1347-53.

Leirskar J, Henaug TT, Nina R, Nordbo H , von der Fehr FR. Clinical performance of indirect composite resin inlays/onlays in a dental school: observations up to 34 months'. Acta Odontologica Scandinavica. 1999; 57: 4,216 -220.

Loguercio AD, Lorini E, Weiss RV, Tori AP, Picinatto CC, Ribeiro NR, Reis A. A 12-month clinical evaluation of composite resins in class III restorations. J Adhes Dent. 2007; 9(1):57-64.

Lund RG, Piva E, de Moura F, Demarco F, Lima J, Cardoso PE. Two-year clinical wear performance of two polyacid-modified resin composites (compomers) in posterior permanent teeth. Braz J Oral Sci. 2008; 7(25):1539-1542.

Lutz F., Krejcı I, Barbakow F. Chewing Pressure vs. Wear of Composites and Opposing Enamel Cusps. J Dent Res. 1992; 71(8):1525-1529.

Mair LH, Vowles RW, Cunningham J, Williams DF. The clinical wear of three posterior composites. Br Dent J. 1990;169:355–60.

Mair LH. Staining of in vivo subsurface degradation in composite resins with silver nitrate. J Dent Res. 1991; 70:215-20

Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: Mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. J. Dent 1996; 24:141-8

Manhart J, Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y., Hickel, R.: Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. Dent Mater. 2000; 16: 33-40.

Manhart J, Neuerer P, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Hickel R Three-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth J Prosthet Dent. 2000; 84:289-96.

Manhart J, Chen HY, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. Operative Dentistry 2004;29:481–508.

Marigo L, Rizzi M, Torre G. Rumi G. 3D Surface Profile Analysis:Different Finishing Methods for Resin Composites, Oper Dent. 2001; 26: 562–568

Mayworm CD, Camargo SS Jr, Bastian FL. Influence of artificial saliva on abrasive wear and microhardness of dental composites filled with nanoparticles. J Dent. 2008; 36(9):703-10

Mazer RB, Leinfelder KF, Russel CM. Degradation of microfilled posterior composite. Dent Mater. 1992; 8:185-189

Mehl A, Kunzelmann KH, Petschelt A, Hickel R. Highly accurate 3D-data acquisition with a light sectioning laser sensor. J Dent Res 1993; 72: 344.

Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. J Dent Res 1997;76:1799-807

Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Determination of Polymerization Stress of Conventional and New "Clustered" Microfill-Composites in Comparison with Hybrid Composites. J Dent Res 2003; 81:921.

Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V: Compomers: between glass-ionomer cements and composites. Biomaterials, 1998; 19:529-39.

Mitra SB, WU D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. J Am Dent Assoc. 2003;134:1382–90.

Moffa JP, Lugassy AA. Calibration of evaluators utilizing the M-L occlusal loss scale. J Dent Res. 1986;65:302

Moszner N, Völkel T, Zeuner F, Rheinberger V: Polymerization of cyclic monomers, Synthesis and radical polymerizationof hybrid 2-vinylcyclopropanes Polym Prepr, 1997; 38:86-87,

Moszner N, Zeuner F, Rheinberger V: Polymerization of cyclic monomers. VII. synthesis and radical polymerization of 1,3-Bis[(1-alkoxycarbonyl-2-vinylcyclopropane-1-yl)carboxy]benzenes, J of App. Poly.Scien**.** 1998; 72: 1775-82.

Moszner N, Salz U: New developments of polymeric dental composites. Prog.Polym.Sci. 2001; 26: 535-576.

Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. Int J Nanotechnol. 2004;1:130–56.

Moura SK, Tavares AU, Lima JO, Muench A, Cardoso PEC Qualitative and quantitative wear rate analysis of direct restorative materials. Cienc Odontol Bras 2003; 6 (2): 6-11

Murchison DF, Charlton DG, Moore WS: Comparative radiopacity of flowable resin composites. Quintessence Int. 1999; 30:179-84.

Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. Biomaterials. 2004; 25:4065–71.

Neto RG, Santiago SL, Mendonça JS, Passos VF, Lauris JRP. One year clinical evaluation of two different types of composite resins in posterior teeth. J Contemp Dent Pract. 2008; 9: 4-9

Noack MJ. The radiopacity of tooth-colored inlay materials and luting composites. J Dent Res, 1993; 72:178.

O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Polymeric restorative metarials. 3th edition, Canada. 2002; 113-116

Ohlmann B, Uekermann J, Dreyhaupt J, Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P. Clinical wear of posterior metal-free polymer crowns One-year results from a randomized clinical trial. Journal of dentistry. 2007; 35: 246 – 25

Pagniano RP, Johnston WM. The effect of unfilled resindilution on composite resin hardness and abrasion resistance, J Prosthet Dent, 1993;70: 214-218

Palaniappan S, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Clinical, quantitative and qualitative wear evaluation of hybrid posterior composites. Pef-IADR 2008 (Abstract No: 0708)

Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. Clin Oral Invest.2003; 7:71–79.

Perry R, Kugel G, Kunzelmann KH, Flessa HP, Estafan D. Composite restoratıon wear analysıs: conventıonal methods vs. three-dımensıonal laser digitizer. J Am Dent Assoc 2000; 131:1472-1477

Pesun IJ, Olson AK, Hodges JS, Anderson GC. In vivo evaluation of the surface of posterior resin composite restorations: A pilot study. J Prosthet Dent. 2000;84:353-9.

Peutzfeldt A. Indirect resin and ceramic systems. Oper Dent. 2001;26:153–176

Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: The monomer systems. Eur J Oral Sci. 1997;105: 97-116.

Philips RW. Past, present and future composite systems. Dent Clin Nort Americ. 1981; 25:209

Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on vickers and knoop hardness of class ıı composite resin restorations. Dent Mater. 2004; 20(8) : 726–32

Pu Z, Mark JE, Jethmalani JM, Ford WT. Effects of dispersion and aggregation of silica in the reinforcement of poly(methylacrylate) elastomers. Chem Mater. 1997; 9:2442–7.

Raskin A, Michotte-Thealla B, Vreven J, Wilson NHF. Clinical evaluation of a posterior composite 10-year report. Journal of Dentistry. 1999; 27:13–19

Raskin A, Setcos JC, Vreven J, Wilson NHF. Influence of the isolation method on the 10-year clinical behaviour of posterior resin composite restorations Clin Oral Invest. 2000; 4:148–152.

Rawls HR, Wellinghoff VT, Norling BK, Wellinghoff ST. Low shrinkage resins from liquidcrystal diacrylate monomer. Polym Prepr. 1997; 38:167–8.

Reed B, Stansbury J, Antonucci J. Radical ring - opening characteristics of cyclic vinyl monomers. Amer. Chem. Soc. 1991; 33: 520-1.

Reich SM, Petschelt A, Wichmann M. Mechanical properties and three-body wear of veneering composites and yheir matrices. J Biomed Mater Res. 2004; 69: 65-9.

Rodolpho PAR, Genci MS, Donassollo TA, Loguercio A, Demarco F. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. J Dent . 2006; 34: 427 – 435.

Rosin M, Steffen H, Konschake C, Greese U, Teichmann D, Hartmann A, Meyer G. One-year evaluation of an Ormocer restorative – a multipractice clinical trial. Clin Oral Investig. 2003; 7: 20–6.

Roulet JF, Reich TH, Lutz F. High precision occlusal mapping: a new method for measuring wear of posterior composites. J Dent Res. 1983; 62:220

Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr, Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. Am J Dent. 1993; 6: 91–95.

Sakaguchi RL, Anderson G C, DeLong R. Digital imaging of occlusal contacts in the intercuspal position. J Prosthodont. 1994; 3(4):193–7.

Sakaguchi RL. Review of the current status and challenges for dental posterior restorative composites: clinical, chemistry, and physical behavior considerations. Dent Mater. 2005; 21: 3–6.

Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. Dent Mater. 2005; 21: 9–20.

Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures—a clinical-experimental study. J Prosthet Dent. 1998; 80:330–6.

Schnabel C, Daes P, Kunzelmann KH, Hickel R. Two-body wear simulation in a computer controlled artificial mouth. J Dent Res. 1994;74:294 (Abstr. 1540).

Shahdad S, McCabe JF, Bull S, Rusby S. Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. Dent Mater. 2006; 24: 1026–1033.

Shortall AC, Hu X, Marquis PM. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. Dent Mater. 2002; 18 (3) 246 – 254.

Söderholm JM, Lambrechts P, Sarrett D, Abe Y, Yang MCK, Labella R, Yıldız E, Wllems G. Clinical wear performance of eight experimental dental composites over three years determined by two measuring methods. Eur J Oral Sci. 2001; 109: 273-281.

Tanimoto Y, Nemoto K. Influence of particle size of fillers on frictional wear of dental composite resins. Compos Interf. 2004;11:15–24.

Taşveren S. The comparıson of the surface hardness of two dıfferent restoratıve materıals. C Ü Diş Hek Fak Derg. 2005; 8: 94-97.

Teoh SH, Ong FK, Yap UJ, Hasting GW. Bruxing-type dental wear simulator for ranking of dental restorative materials. J Biomed Mater Res. 1998; 43: 175-183.

Thordrup M, Isidor F, Horsted-Bindslev P. A 5-year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. Quintessence Int. 2001; 32:199-205.

Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. J Esthet Dent. 1997;9(3):108-1184.

Turssi CP, Purquerio BM, Serra MC. Wear of dental resin composites: ınsights into underlying processes and assessment methods—A Review. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater. 2003; 65: 280–285.

Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. Biomaterials 2005; 26: 4932–4937.

Turssi CP, Ferracane JL. Wear and fatigue behavior of nano-structured dental resin composites. J Biomed Mater Res. 2006;78: 196–203.

Turssi CP, Faraoni JJ, Menezes M, Serra MC. Analysis of potential lubricants for in vitro wear testing. Dent Mater. 2006; 22: 77–83.

Türkün LŞ, Aktener BO. Twenty-four-month clinical evaluation of different posterior composite resin materials. J Amer Dent Assoc. 2001; 132: 196-203

Türkün LŞ. Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years Journal of Dentistry. 2003; 31: 527–534.

Türkün LŞ, Aktener BO, Ates M. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. Quintessence Int. 2003; 34: 418–26.

Türkün LŞ, Uzer Çelik E. One-year clınıcal performance of compomer and nanofill composıte restoratıons applıed wıth an antıbacterıal adhesıve. G Ü Diş. Hek Fak Derg. 2007;24 : 1-8.

Van Dijken JW. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. Journal of Dentistry.2000; 28: 299–306.

Van Landuyt KL, Peumans M, Fieuws S, De Munck J, Cardoso M.V, Ermis R.B, Lambrechts P, Van Meerbeek B. A randomized controlled clinical trial of a HEMA-free all-inone adhesive in non-carious cervical lesions at 1 year. J Dent. 2008; 36 : 847 – 855.

Van Nieuwenhuysen JP, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. J Dent. 2003;31:395–405.

Venhoven BAM, de Gee AJ, Werner A, Davidson CL: Influence of filler parameters on the mechanicalcoherence of dental restorative resin composites. Biomaterials. 1996; 17:735–40.

Walker M, Haj-Ali R, Wang Y, Hunziker D, Williams K. Influence of environmental conditions on dental composite flexural propertes. Dent Mater. 2006; 22: 1002-1007

Wassell RW, McCabe JF, Walls AWG. A two-body frictional wear test. J Dent Res. 1994; 73:1546 – 1553.

Wassell RW, McCabe JF, Walls AWG. Wear rates of regular and tempered composites. J Dent. 1997; 25: 49-52.

Wassell RW, Walls AWG, McCabe JF. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. J Dent. 2000; 28: 375–382.

Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. Dent Mater. 2005; 21: 68–74

Wilder Jr AD, May Jr KN, Bayne SC, Taylor DF, Leinfelder KF. Seventeen-year clinical study of ultraviolet-cured posterior composite Class I and II restorations. J Esth Dent. 1999;11: 135–42.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. Quintessence Int 1993; 24: 641-658.

Wilson NHF, Norman RD. Five-year findings of a multicentre clinical trial for a posterior composite. J Dent. 1991;19:153–159

Wilson AD, Mclean JW. Glass ionomer cements. Br Dent J. 2004; 196:514-5,

Wilson K, Antonucci JM. Interphase structure–property relationships in thermoset dimethacrylate nanocomposites. Dent Mater. 2006; 22: 995–1001

Winkler MM, Lautenschlager EP,Boghosian A, Greener EH. Visual versus mechanical wear measurement of dental composite resin. J Oral Rehab 1996;23:494-500

Xu HH. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. J Dent Res. 1999;78: 1304-11.

Xu HHK, Smith DT, Schumacher GE, Eichmiller FC, Antonucci JM. Indentation modulus and hardness of whisker-reinforced heat-cured dental resin composites. Dent Mater. 2000; 16: 248–254

Yap AUJ, Ong LF, Teoh SH. Comparative wear ranking of dental restoratives with BIOMAT wear Simulator. J Oral Rehabil. 1999; 26: 228-35

Yap AUJ, Wee KE, Teoh SH, Chew CL. Influence of thermal cycling on OCA wear of composite restoratives. Oper Dent. 2001;26: 349–56.

Yap AUJ. Occlusal contact area (OCA) wear of two new composite restoratives. J Oral Rehabil. 2002; 29: 194-200.

Zantner C, Kielbassa AM, Martus P, Kunzelmann KH. Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. Dent Mat. 2004; 20(3): 277-285.

9. EKLER

Ek A. Örnek hasta kayıt formu

ÖRNEK HASTA FORMU

Adı Soyadı:

Yaşı: Cinsiyet:

Dosya No: Telefon:

Adres:

Not:

Rertorasyon Tipi | Kullanılan Materyal: | Yapıştırıcı siman (bonding)

Diş No												
Kontrol Dönemi	İlk	6ay	1yıl	2 yıl	İlk	6ay	1yıl	2 yıl	İlk	6ay	1yıl	2 yıl
Yüzey Görünümü												
Marjinal Adaptasyon												
Marjinal Renklenme												
Dişeti Uyumu												
Diş Hassasiyeti												
Renk Uyumu												
Retansiyon												

10. ÖZGEÇMIŞ

1979 yılında Kütahya'da doğdu. İlk ve ortaörenimini Kütahya'da tamamladı. 1998 yılında Kütahya Anadolu Öğretmen Lisesi'nden mezun oldu. Aynı yıl Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesini kazandı. 11.07.2003 tarihinde mezun olarak. 06.10.2003 tarihinde Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim dalında doktora eğitimine başladı. İyi derecede İngilizce bilmektedir. Evli ve bir çocuk babasıdır.