

Çeşitli Rezin Kompozit Materyallerin Laboratuvar Aşınma Dayanımlarının 3B Optik Tarama ile Karşılaştırılması

Comparison of Laboratory Wear Resistance of Various Resin Composite Materials by 3D Optical Scanning

Ali Rıza ÇETİN^a, Nimet ÜNLÜ^a, Selin Seda ÇAĞLAR AŞKIN^a

^aSelçuk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD, Konya, Türkiye

^aSelcuk University, Faculty of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Konya, Türkiye

ÖZ

Amaç: Diş restorasyonlarında rezin bazlı kompozit teknolojisinin kullanılmaya başlanması, geçen yüzyılın diş hekimliğinde en büyük ilerlemelerdir. Posterior dişlerin geniş oklüzal alanlarının restorasyonunda kompozit rezinlerin aşınma direnci önemini korumaktadır. Bu çalışmanın amacı posterior restorasyonlar için direkt ve indirekt kompozitlerin laboratuvar aşınma değerlerini karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntemler: Bu çalışma, 40 adet çürüksüz insan daimi azı diş rastgele 3 nanohibrit direkt kompozit (Tetric Evo Ceram, Filtek Supreme XT, Aelite Estetik) ve 2 adet indirekt kompozit (Etenia, Tescera ATL) olmak üzere 5 gruba ayrıldı (n=8). Dişlerin oklüzal bölgesinde düz dentin yüzeyi oluşturularak 2 mm kalınlığında kompozit malzeme ile restore edildi. Numuneler, yapay tükürük varlığında bir aşınma simülatörü kullanılarak 1.2 Hz frekansta ve 50-60 N normal yükte aşınmaya tabi tutuldu. 30.000 ve 60.000 aşındırma döngüsünden sonra numunelerden sert siva kopyaları yapıldı.

Bulgular: Hazırlanan alçı modeli optik 3 boyutlu tarama kullanılarak tarandı ve aşınma değerleri hesaplandı. Veriler, tek yönlü varyans analizi ANOVA ve Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılarak analiz edildi ($\alpha=0.05$). Sonuç olarak kompozit rezin tipinin aşınma derecesini büyük ölçüde etkilediği tespit edildi. Direkt nanohibrit kompozit rezin malzemesinin (Aelite Esthetic), indirekt mikrohibrit kompozit rezin (Tescera ATL) ve doğrudan nano dolgu kompozit rezine (Filtek Supreme) göre önemli ölçüde daha az aşınma sergilediği gösterilmiştir. Aelite Esthetic, Etenia ve Tetric Evo Ceram ortalama aşınma seviyeleri açısından önemli bir farklılık göstermedi.

Sonuç: Sonuç olarak indirekt kompozitlerin aşınma direnci açısından direkt kompozitlerden üstün olmadığı görüldü. Ancak bu çalışmada kullanılan tüm kompozit rezin malzemelerin aşınma direncinin ADA Onaylı Program hükümlerine göre yeterli olduğu söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: Kompozit rezin, Aşınma dayanımı, Aşınma simülasyonu

GİRİŞ

Aşınma; materyalin çalışma koşullarında yüzeyinde meydana gelen net kayıptır. Aşınma; genellikle kendiliğinden oluşan birçok faktöre bağlı bir durumdur. Oral kavitede mine ve dentinin aşınmasına çok fazla faktör neden olmaktadır.¹ Bunlar; karşıt dişlerin oluşturduğu oklüzal temaslarla oluşan doğal aşınma (atrizyon), besinleri çiğneme, diş fırçalanması ve toz solunumuyla meydana gelen aşınma (abrazyon), besinlerin içerisindeki asitlerin sebep olduğu aşınma, endüstriyel asitlerin inhalasyonu ve kusma sebebiyle oluşan aşınma (erozyon) dır.² Dişin sert dokularının aşınmasının yanı sıra restoratif materyaller de aşınmaktadır. Bunlarda aşınmanın derecesi restoratif materyalin tipine bağlıdır. Kompozitler, bileşimindeki değişikliklerin aşınmayı doğrudan etkilemesi açısından tektir. Doldurucunun boyutu, şekli, sertliği, materyal ile rezinin matriksleri arasındaki bağlantı kalitesi ve polimer matriksindeki dönüşüm derecesi kompozit aşınma özelliklerini değiştirir. Bu nedenle kompozitlerin yapısı; sertlik, elastik modülü, kırılma direnci, bükülme direnci gibi özellikleri aşınma dayanımını etkilemektedir.³

Bilim adamları aşınmayı farklı şekillerde tarif etmişlerdir. Yüzeylerin birbirlerine doğrudan temas ederek aşındırdığı duruma iki cisim abrazyonu denir. Mikroskobik düzeyde hiçbir yüzey pürüzsüz değildir, bu

ABSTRACT

Aim: The introduction of resin-based composite technology in restorative dentistry was one of the most significant investments in dentistry in the last century. Wear resistance continues to be a particularly important issue in the renovation of large occlusal areas in posterior teeth. The purpose of this study was to compare the wear of direct and indirect resin composites designed for in vitro posterior use.

Methods: Therefore, a total of 40 samples were prepared with three direct nanohybrid composites (Tetric Evo Ceram, Filtek Supreme XT, Aelite Estetik) and two indirect composites (Etenia, Tescera ATL) in a randomized complete block design (n=8). The samples were subjected to abrasive wear performed under a normal load of 50-60 N with a frequency of 1.2 Hz on a wear simulator (Selcuk) in the presence of artificial saliva, after which superhard replicas of stone molds were produced analyze the laboratory attrition rate. Wear was quantified by optical 3-D scanning every 30.000 to 60.000 cycles.

Results: Data were analyzed by one-way ANOVA and Tukey's multiple range post hoc test ($\alpha = 0.05$). The results showed that the type of composite resin significantly affects the measured wear. Direct nanohybrid composite resin material (Aelite Esthetic) showed significantly less abrasive wear than indirect microhybrid composite resin (Tescera ATL) and direct nanofilled composite resin (Filtek superior). There was no significant difference in the average wear rate of Aelite Estetik, Etenia and Tetric Evo Ceram.

Conclusion: In summary, indirect resin composites may not have superior wear behavior compared to direct nanohybrid composites. However, the laboratory resistance of all composite resin types was found to be adequate in this study compared to the ADA approval program regulations.

Keywords: Composite resin, Wear strenght, Wear simulator

yüzden yüzeyleri birbirleriyle pürüzlerin karşılaşması sonucunda kontakt oluştururlar. Hareket oluştuğunda bu pürüzler deformasyona uğrarlar. Oluşan kırıkların ve mikroskobik kayıpların hepsi aşınma (wear) olarak tanımlanır.⁴ Molar dişlerin oklüzal temas kısımlarındaki yıllık aşınma değeri yaklaşık olarak 41 μ m dir.⁵ Yüzeylerin araları aşındırıcı parçacık karışımı ile aşındırıldığı sisteme üç cisim abrazyon denir. İki yüzey arasındaki basınç parçacıklara aktarılır ve bu aradaki parçacıklar yüzeylerin pürüzlülüklerini kırarlar. Bu tip aşınma çiğneme sırasında ortaya çıkar ve (grated bread) peksimete, grenli ekmek gibi aşındırıcı gıdaları tüketen hastalarda daha sık gözlenir.⁴ Yüzey moleküllerinin bazı hareketlerinin yüzey altına iletilmesi ile yüzey altında moleküller arası bağın kopması ve yüzey altı hasar oluşması ile meydana gelen aşınmaya *fatig* aşınma denir. Sonuçta yüzey altında meydana gelen bu mikro çatlaklar yüzeyle birleşirse o bölgede materyalin bir kısmı kaybedilir.¹ İki yüzey arasında yüksek düzeyde çekim kuvveti olduğunda oluşan soğuk kaynak durumunda pürüzlerin arasında meydana gelen aşınmaya adeziv aşınma denir. Hareket devam ettiğinde oluşan mikro kaynaklar orijinal birleşim hattının dışında kırılırlar. Bu aşınma genellikle metallerle ilişkili olsa da polimetilmetakrilat materyallerin birbirine bakan iki yüzünde de meydana gelebilir.⁴

Gönderilme Tarihi/Received: 18 Aralık, 2024

Kabul Tarihi/Accepted: 14 Şubat, 2025

Yayınlanma Tarihi/Published: 21 Nisan, 2025

Atıf Bilgisi/Cite this article as: Çetin AR, Ünlü N, Çağlar Aşkın SD. Çeşitli Rezin Kompozit Materyallerin Laboratuvar Aşınma Dayanımlarının 3B Optik Tarama ile Karşılaştırılması. Selcuk Dent J 2025;12(1): 110-117 Doi: 10.15311/ selcukdentj.1600162

Sorumlu yazar/Corresponding Author: Selin Seda ÇAĞLAR AŞKIN

E-mail: selin.caglar@selcuk.edu.tr

Doi: 10.15311/ selcukdentj.1600162

Kompozitlerin polisajlanabilirliğini ve aşınma direncini iyileştirmek için üreticiler daha küçük inorganik dolduruculardan oluşan kompozitler üretmeye başlamıştır. Bu gelişme, diş hekimlerinin kompozite daha fazla alışmasını sağlamış ve posterior bölgede kompozit kullanımını hızlı bir şekilde artırmıştır. Bu süre zarfında ağız içi aşınmayı ölçmek için materyaller arasındaki farklılıkları ortaya koyan birçok çalışma yapılmıştır.⁶

Önceki yıllarda yapılan bazı çalışmalar, posterior kompozitlerde aşınmayı ölçebilmek için optik sensörler aracılığıyla üç boyutlu (3B) ölçüm yöntemi kullanılması ortaya çıkarmıştır.⁷ Güncel çalışmalar diş yüzeylerinin sayısal haritalanmasının restorasyonların aşınmasının indirekt incelemek için daha gerçeğe yakın bir mekanik yöntem olduğunu göstermektedir. Bu aşınma analizi yöntemlerinin temel avantajı sayılabilir. Bu yöntemler sayesinde kompozit rezinlerde aşınma miktarının ve aşınma yerinin belirlenmesi mümkündür.⁸⁻⁹

3B optik taramada kullanılan fotogrametri ve topogrametri yöntemleri, 3 boyutlu cisimlerin iki boyutlu fotoğraflarının alınması ve bu fotoğrafların bilgisayarda yeniden 3B hale dönüştürülmesi işlemi hassas bir şekilde gerçekleştirir. 3B optik tarayıcı, ölçülen parça veya nesne yüzeylerini nokta şeklinde yakalayan bir cihazdır.¹⁰ Bu işlemler için dijital kameralar kullanılmaktadır. Film kullanmaksızın çalışan bu kameralar, lenslerin arkasında ışık yoğunluğunu elektronik sinyallere dönüştüren ve bunları bir bilgisayara aktarabilen bir CCD (Charge Coupled Device) sensör kullanılır. Tüm 3B optik tarama yöntemleri, optik üçgenleme (optical triangulation) ilkesine dayanmaktadır. Belirli sayıda noktanın konumunu doğru bir şekilde belirlemek amacıyla, noktaların tepe olarak kabul edilmiş bir alanı üçgen şeklinde bölme işlemini içeren üçgenleme (triangulation) yöntemi, bütün 3B ölçme ve tarama yöntemlerinde kullanılan bir tekniktir. Nesnenin üzerine düşürülen ışık kesitlerinden gelen bilgiler değerlendirilerek sistem kamerasında kullanılan lense bağlı olarak 1 milyona kadar nokta birkaç saniye içerisinde elde edilmiş olur. Bu durumda mevcut olan herhangi bir model 3B olarak sayısallaştırılabilir.¹¹

Kompozit rezinlerin aşınma miktarlarını laboratuvar ortamında ölçebilmek için, çeşitli araştırma merkezleri farklı derecelerde karmaşıklık içeren aşınma test cihazları geliştirmiştir. Diş fırçası makineleri, iki cisim aşınma makineleri ve üç cisim aşınma makineleri farklı aşınma simülasyon yöntemleri olarak kullanılmıştır. Üç gövdeli, restoratif materyallerin aşınma direncini etkileyen ağız ortamını ve biyolojik değişkenleri taklit etmeye çalışır.⁴ Oral kavitede çiğneme sırasında oluşan aşınmayı benzetmeye çalışan aşınma simülörleri; 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), yüklem döngüleri frekans değeri (0.1-3 Hz), ortamın sıcaklık derecesi (5°C-55°C) ve numune yüzeylerinin temizliği (aşındırma ortamı) gibi birtakım ön koşulları yerine getirmelidir.³

Braem ve arkadaşları, 3B tarama sistemi kullanarak yaptıkları 1 yıllık çalışmada, okluzal kontakt bölgelerindeki aşınmanın kontaktsız bölgelerden ölçülen aşınmadan önemli derecede daha yüksek olduğunu bulmuşlardır.⁷ İlk yapılan çalışmalarda, alçı modellerden yalnızca restorasyon marjinlerindeki aşınmalar hesaplandı için bu tip lokalize aşınmalar ele alınmamıştır.¹² Kompozitlerin artan aşınmalarını göstermek için yürütülen çok merkezli 5 yıllık bir çalışmanın sonucunda, restorasyon boyutu büyüdükçe özellikle molar dişlerde premolar dişlere göre aşınmanın daha fazla olduğu sonucu elde edilmiştir.¹³

2001 yılında posterior restorasyonlarda rezin esaslı kompozitlerin kullanılması için American Dental Association (ADA) tarafından kabul edilen kriterlere göre bir yılın üzerindeki (6 ay ve 18 ay) kompozit restorasyonlarda ortalama aşınma değerlerinin 50 µm'yi geçmemesi koşulu belirtilmiştir (ADA Spesifikasyon No.27). Günümüzde, bu nispeten yüksek aşınma değeri, piyasada bulunan ticari kompozitler için kolayca karşılanabilecek bir hedef haline gelmiştir.⁶

Test edilen bir kompozit malzemenin aşınma direnci, formülasyonu ile belirlenebilir. Doldurucu partiküllerinin boyutları ve miktarları ile polimer matriksinin dönüşüm derecesi, ağız içi aşınma üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Bu nedenle, diş hekimi kompozit materyali uygularken yeterli süre zarfında ışığa maruz bırakarak yeterli polimerizasyonu sağlamak zorundadır.¹⁴

Posterior kompozitler gibi dental kompozitlerin performansına ilişkin yapılan güncel uzun vadeli çalışmalar, bu materyallerin iki ve üç yüzöl

restorasyonlarda yeterli olduğunu göstermektedir.¹⁵ Ancak, brüksizm gibi anormal okluzal alışkanlıkları olan hastalarda aşınma önemli bir sorundur. Klinik çalışmalar, geniş kompozit restorasyonların amalgam ve altın restorasyonlara göre daha düşük performansa sahip olduklarını göstermiştir.¹⁶ Posterior restorasyonlarda temel özellikler düşünüldüğünde, kompozitlerdeki aşınma problemi, formülasyonlarındaki değişikliklerle büyük ölçüde azaltılmış ve günümüzde çoğu kişi tarafından çözülmüş bir sorun olarak kabul edilmektedir. Ancak büyük boyutlu restorasyonlarda başarısızlık oranı yüksektir ve brüksizm problemi olan hastalarda aşınma hala bir başarısızlık şekli olarak devam etmektedir. Bazı klinik bilgilere göre, belirli koşullar altında, posterior kompozitlerin okluzal aşınması, on yıl öncesine göre daha az ciddi olmasına rağmen, hala klinik bir sorundur.⁶

Bu çalışmada, posterior dişlerin diş renginde direkt restorasyonunda kullanılabilen nanohibrit doldurucu içeren kompozit materyaller ve dişlerin indirekt restorasyonu için kullanılan kompozit materyaller, laboratuvar ortamında (aşınma simülöründe) aşınma işlemine tabi tutulacak ve üç boyutlu optik tarama yöntemi ile aşınma miktarları ölçülerek karşılaştırılacaktır.

MATERYAL METOT

Bu çalışmada direkt restoratif materyal olarak kullanılan, nano-hibrit doldurucu içeren; Filtek Supreme XT (3M Espe, ABD), Tetric Evo Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), Aelite Estetik (Bisco, ABD) ile indirekt restoratif materyal olarak kullanılan, mikro-hibrit Tescera ATL (Bisco, ABD) ve hibrit-seramik Estenia (Kuraray, Japonya) kompozitler kullanıldı. Kullanılan kompozit materyaller üretici firma ve bileşimleri Tablo 1 'de listelenmiştir.

Tablo 1. Araştırmada kullanılan kompozit rezinlerin içeriği

Restoratif Materyaller	Organik Matris	İnorganik 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	Nanohibrit
Tetric Evo Ceram	Bis-GMA, Urethan dimetakrilat, Dekandiol dimetakrilat	Baryum-cam, yterbiyum triflorit, karışık oksit ve prepolymer 40 nm-550 nm	0,82	0,61	Nanohibrit
Aelite Esthetic	Etoksilli bisfenol A Dimetakrilat, Bis-GMA	Eritilmiş cam hamuru Amorf Silika 0.04 – 5.0 µm	0,73	0,54	Nanohibrit
Tescera ATL	Etoksilli Bisfenol A Dimetakrilat, UDMA	Eritilmiş cam hamuru Amorf Silika ort. 3.5 µm	% 20-60 % 10-40		Mikrohibrit
Estenia	UDMA Hidrofobik aromatik Dimetakrilat, Hidrofobik alifatik Dimetakrilat	Yüzeyi işlenmiş alumina 20 nm, Silanlanmış cam, Silanlanmış cam seramik 1.5 µm	0,92	0,82	Hibrit seramik

Dişlerin aşınma simülörüne yerleştirmek üzere hazırlanması

Çalışma için 40 adet yeni çekilmiş sağlam alt molar diş seçildi. Kök yüzeyi temizlenen alt molar dişlerin kronlarının okluzal üçlüsü, dişin uzun aksına dik olacak şekilde düşük hızda elmas bir separe ile (Isomet; Buehler, ABD) su soğutmasıyla kesildi ve düz okluzal dentin yüzeyleri hazırlandı. Düz okluzal dentin yüzeyi su ile #600 grit zımpara kâğıdı kullanılarak düzleştirildi. Dişlerin düz okluzal yüzlerinden 8 mm uzaklık belirlendi ve sabit kalemle işaretlendi.

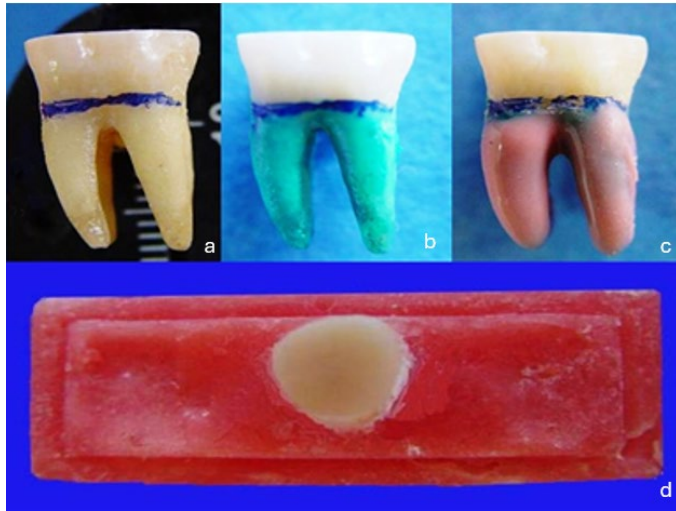
Ayrıca standart bir antagonist dişin hazırlanması için yeni çekilmiş sağlam üst molar dişler seçildi. Bu dişlerin mesiobukkal, distobukkal ve distopalatinal kuspları, airatör ve fissür elmas frez yardımıyla uzaklaştırılmış olup geriye sadece mesiopaltinal kuspları bırakıldı. Kusp tepe noktasından 10 mm uzaklık sabit kalemle belirlendi ve dişlerin uzun aksına dik olan bir çizgi çizildi.

Hazırlanan alt molar dişler, akrilik bloklar içerisine gömülmeden önce, doğal periodontal ligament ile sağlanacak hareket miktarına uygun olacak şekilde mobil olmalarını sağlamak amacıyla yapay periodontal ligament oluşturuldu. Bu amaçla dişler apekslerinden servikalde işaretlenen çizgiye kadar polietere ölçü maddesi ile kaplandı. Restorasyon ve karşıt dişlerin hazırlanmasının ardından, aşınma simülatorüne yerleştirebilmek için özel bir kalıp içerisinde polimetakrilat yapıdaki soğuk akrilik (Imicryl, Konya, Türkiye) içerisine gömüldü. Hazırlanan dişler, 3 farklı direkt kompozit rezin restorasyon materyali ve 2 farklı indirekt kompozit rezin restorasyon materyali kullanılması amacıyla her grup için 8 diş olacak şekilde rastgele beş gruba ayrıldı. Çalışmada, standardizasyon için tüm restorasyon sistemlerinde A2 renkleri kullanıldı.

Hazırlanan numuneler kurutulduktan sonra, direkt kompozit rezin uygulamaları için her firmanın kendi self etch bonding sistemleri üretici talimatlarına uygun şekilde dişlere uygulandı. Daha sonra, düz diş yüzeylerine, standart kalınlıkta kompozit rezin blok oluşturabilmek amacıyla 2 mm kalınlıkta ve 8 mm genişlikte teflon diskler kullanılarak kompozit rezin uygulandı. Kompozit rezinler, halojen ışık kaynağı Hilux Expert (Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) ile polimerize edildi.

İndirekt kompozit rezin restorasyonlarda ise indirekt kompozit rezinler, siman camı üzerine yerleştirilen 2 mm kalınlıkta 8 mm genişliğinde teflon diskler içine uygulanarak birincil polimerizasyon sağlandı. Hazırlanan kompozit diskler kalıplarından çıkartılarak özel fırınlarında polimerizasyonları tamamlandı. Sonrasında kompozit rezin diskler rezin simanlar ile diş örneklerinin üzerine simante edildi.

1.Grup, Prompt L pop Bond ve Filtek Supreme XT nanohibrit kompozit rezin ile restore edildi. 2.Grup, AdheSE Bond ve Tetric Evo Ceram nanohibrit kompozit rezin ile restore edildi. 3.Grup, Tyrian SPE + One-step plus ve Aelite Estetik nanohibrit 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 mikrohhibrit kompozit rezin ile restore edildi. Daha sonra, kompozit rezin numunelerin yüzeyleri Sof-Lex polyshing systems (3M Espe, Almanya) diskleri ile düzleştirildi. Prisma Gloss, polisaj pastası (Dentsply, ABD) ve Enhance polisaj lastikleri (Dentsply, ABD) ile cilalandı. Numuneler aşınma simülatorüne yerleştirilmeden önce, ayrı ayrı hassas polietere ölçü maddesi ile ölçüleri alındı ve sonrasında geliştirilmiş sert alçı kullanılarak modeli elde edildi. (Resim 1)

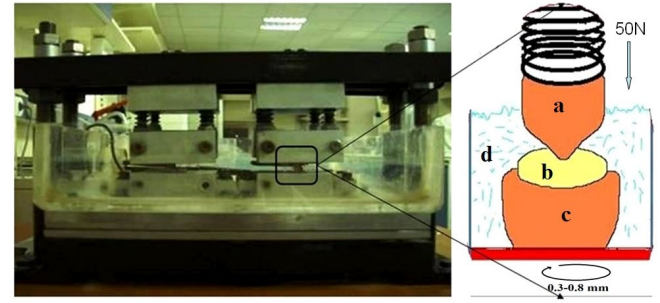


Resim 1. a) Servikal doğru 8 mm uzaklığının işaretlenmesi b) Kök yüzeyine kaşık adezivi uygulanmış c) Polietere ölçü maddesi ile kaplanmış. d) Dişin akrilik blok içine gömülmesi

Örneklerin Aşınma Simülatorü ile Aşındırılması

Hazırlanan antagonist üst molar diş ve hazırlanan örnek daimi insan molar dişleri çigneme hareketlerini simüle edebilen cihaza yerleştirilip sabitlendi. Her numuneye 50-60 N kuvvet uygulandı. Cihaz, 37°C sabit sıcaklıkta çalıştırıldı ve suni tükürük ortamında, 0,5 mm laterale kayma hareketi, 1.2 Hz frekansta, 30.000 ve 60.000 devir ile antagonist örneğe çigneme hareketi yaptırıldı. 30.000 ve 60.000 devir sonrası aşındırılan numunelerden hassas polietere ölçü maddesi ile ölçüleri alınıp, geliştirilmiş alçı ile modeli elde edildi. Hazırlanan alçı modellerin

fazlalıkları alçı motorunda düzeltilerek 3B taramaya hazır hale getirildi. (Resim 2)



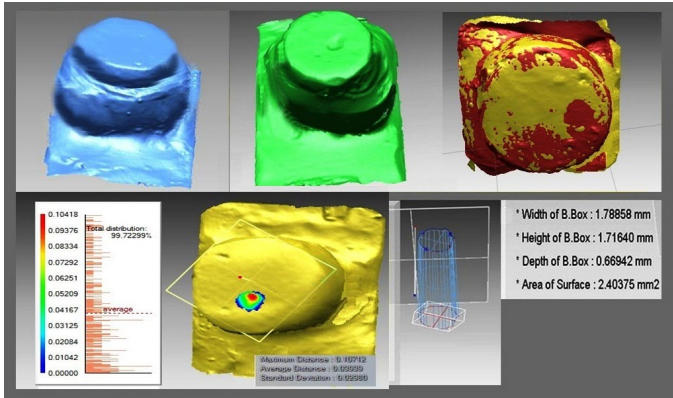
Resim 2. Çalışmada kullanılan çigneme simülatorünün genel görüntüsü. Sağdaki çizim bir örneğin aşınma simülatorü içindeki duruşunu gösterir. (A). Karşıt diş (B).Kompozit örnek (C). Destek diş (D). Suni Tükürük ortamı

Üç boyutlu tarama

Laboratuvarda aşınma simülatorü öncesi, 30.000 devir sonrası ve 60.000 devir sonrası numunelerden alınan ölçüler ile oluşturulan alçı modellerin, aşınma miktarlarını belirlenmesi ve bilgisayar ortamında karşılaştırılabilmesi amacıyla kamera ve parça üzerine lazer ışını yansıtan projektörden oluşan 3B lu tarama cihazı Breuckmann opto TOP-HE 3B optik tarama (sayısallaştırma) sistemi kullanıldı ve numunelerin 3B lu modelleri oluşturuldu. Projektörde alçı modeller üzerinde siyah beyaz ızgara desenleri gibi ışın demetleri düşürmesi ile meydana gelen yüzey görüntüleri optoCAD ve RapidForm2006 PP2 yazılımları ile bilgisayar ortamına transfer edildi. OptoCAD yazılımında dişleri değişik pozisyonlardan taranması sonucu oluşturulan görüntüler birleştirilmiş olup RapidForm2006 PP2 yazılımında aşınmış ve aşınmamış numuneler değerlendirildi. Bu çalışmada aşınma; aşınmamış ve aşınmış dişlerdeki düşey mesafe olarak tanımlanmıştır. Bu mesafe aşındırma cihazında dişlerin karşılıklı hareket ettiği xz-düzlemine dik uzaklıktır. Aşınmanın belirlenmesi istenilen alanlar tespit edilerek, bu alanlardaki en büyük, en küçük ve ortalama aşınma ile standart sapma miktarları belirlenebilmektedir. Kullanılan yazılım aracılığıyla farklı aşınma adlandırılmaları da yapılabilir. Ölçülen dişlere ait nokta bulutu ilk önce RapidForm2006 PP2 yazılımı ile üçgen yüzeylerden oluşan poligon modele çevrilir. Bu halde diş yüzeyleri RapidForm yazılımı tarafından bir kabuk (Shell) olarak algılanır. Birbirleri ile karşılaştırılmak istenen iki kabuğa uygulanacak şey öncelikle "Hızlı çakıştırma" komutu kullanılarak kabukların bir ön çakıştırma işleminin uygulanmasıdır. Öncelikle aşınmış numune seçilmesi koşuluyla, aşınmamış ve aşınmış numune kendi içlerinde hızlı çakıştırılıp kabaca birleştirilmiş olur (inspection → register → quick register). Bu komut iki kabuğu kabaca inceleyerek sonrasında uygulanacak "Bölgesel çakıştırma" ve "Tam çakıştırma" komutlarının yapacağı denemeleri azaltıp yardımcı olur. Ölçmelerin tekrarlanabilirliğinin incelenmesi sırasında aynı numuneye için değişik ölçümlerin karşılaştırılması durumu için ve aşınmanın belirleneceği model ile en baştaki model birbirlerine yaklaştırılması durumunda bu komut kullanılmalıdır. Aşınmanın belirlenmesi için aşınmış ve aşınmamış numunelerin karşılaştırılması gereklidir. Bu durum için tam çakıştırma uygulamak hatalı cevaplar verir. Çünkü aşınmamış ve aşınmış alanlar yazılımda birbirlerine yaklaştırılmaya çalışılır. Bu sebeple sadece aşınmamış bölgelerin çakıştırılmasında bölgesel çakıştırma yapılması şarttır. Değişikliğe uğramayan bölgeler kullanıcı tarafından belirlenmelidir. Bu çalışmada bölgesel çakırtmada numunelerin aşınmayan alanları seçilmiştir. Hızlı çakırtmadan sonrası seçilmiş olan yüzeylerin bölgesel çakırtmada referans için kullanılabilmesi için build → register → 2 shells → regional komutları uygulanmalıdır. Son olarak bölgesel olarak çakışan örnekler arasındaki sapmaların belirlenmesidir. Bu çalışmada aşınma, aşındırma testinde dişler birbirleri için hareket halinde olduğu xz düzlemine dik mesafedir.

Breuckmann 3 boyutlu optik tarama sistemi ve RapidForm yazılımı kullanılarak belirlenen uzaklığı doğru belirlemek için, örneklerin aşınmış ve aşınmamış durumdaki ölçümleri, yukarıda açıklanan işlemler uygulanarak iki ölçümün bölgesel olarak çakıştırılmasıyla y eksenine doğrultusunda bulunan konum değişimleri dik olarak ölçülür.

Bölgesel olarak çakıştırılan model üzerinde aşınmada önemli olan alan işaretlenir daha sonra aşındırılmış modeldeki diğer bölgeler ignore seçeneği ile uzaklaştırılır. Seçilmiş alana kabuk-kabuk arasında fark işlemi uygulanır ve aşınmış ve aşınmamış model arasındaki en fazla, en az ve ortalama mesafe miktarları tespit edilir. (Resim 3)



Resim 3. Diş örnekleri 3 boyutlu görüntüleri (a) Aşınmadan önceki görüntü (b) Aşınmadan sonraki görüntü (c) Tam çakıştırmada benzer kabuklar birbirlerine çok yaklaşması (d) model üzerinde aşınmanın hesaplanması

Aşınma Hacminin Saptanması

Aşınma hacmini belirlemek için dolgu alanı, diş yüzeylerinden *select* → *entities* → *face* komutuyla seçilerek ayrılır. Yukarıda açıklandığı gibi bütün sapma uygulanmış ve ortalama aşınmalarının miktarları saptanarak kayıt edilmiş dolgu bölgelerinde ortak sınır bölgeleri *show boundaries* ile belirtilir ve bu alanlarda *curve* → *create* → *fit boundary* ile referans eğrileri meydana getirilir. Meydana gelen eğriler *curve* → *create* → *project to reference plane* komutuyla iz düşürülür. İz düşürülen eğriler, referans vektör ile *surface* → *create* → *extrude* komutu ile yükseltildikten sonra oluşan yüzeylerin taban alanları *information* → *surface* komutu ile belirlenir. Tanımlanmış toplam alan ortalama aşınma değeri çarpılır. Böylece aşınma hacmi hesaplanmış olur. Kompozit rezinlerin laboratuvar aşınma miktarlarındaki farklılıklarının değerlendirilmesi için tek yönlü ANOVA testi ve bu farklılıkların hangi materyaller arasında olduğunu tespit etmek için ise Tukey's HSD testi kullanıldı. İstatistiksel analiz için SPSS Windows 13.0 paket programı kullanılmıştır.

BULGULAR

Bu çalışma laboratuvar ortamı içerisinde aşınma simülasyonu ile aşındırılan kompozit rezinlerin aşınma öncesi, 30.000 devir ve 60.000 devir sonrasında alınmış olan ölçülerden elde edilen alçı modeller 3 boyutlu taraması gerçekleştirildi. Elde edilen 3B modellerin Rapitform 2006 programının kullanılarak elde edilen 30.000 devir ve 60.000 devir sonrasındaki aşınma değerlerinin ortalamaları, standart sapmaları ve en çok ve en az olan değerleri Tablo 2 ' de gösterilmiştir.

Test grupları arasında 30.000 devirden sonra en yüksek aşınma değeri ortalaması ($0.230 \pm 0.04 \text{ mm}^3$) indirekt kompozit rezin Tescera ATL'de gözlemlendi. En düşük ortalama aşınma değeri ($0.092 \pm 0.02 \text{ mm}^3$) nanohibrit kompozit rezin Aelite Estetikte gözlemlendi. Test grupları arasında 60.000 devir sonrası en yüksek ortalama aşınma değeri ($0.395 \pm 0.08 \text{ mm}^3$) yine indirekt kompozit rezin Tescera ATL'de gözlemlendi. En düşük ortalama aşınma değeri ($0.191 \pm 0.03 \text{ mm}^3$) ise nanohibrit kompozit rezin Aelite Estetikte gözlemlendi. Yapılan istatistiksel analiz 30.000 devir sonrası laboratuvar aşınma değerinde Aelite Estetik, Estenia ve Tetric Evo Ceram kompozit rezin materyaller arasında anlamlı bir fark olmadığını gösterdi ($p>0.05$). Aelite Estetik, Estenia ve Tetric Evo Ceram diğer kompozit rezinlere göre istatistiksel olarak belirgin daha yüksek aşınma direnci gösterdi ($p>0.05$). Estenia, Tetric Evo Ceram ve Supreme XT kompozit rezinler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0.05$). En yüksek aşınma değerini ise Tescera ATL laboratuvar kompozit rezininde gözlemlendi.

Aşınma simülatörü ile 60.000 devir aşınma döngüsünden sonra belirlenen laboratuvar aşınma verilerinde yapılan istatistiksel analiz sonucunda Aelite Estetik ve Tetric Evo Ceram kompozit rezin materyalleri arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$). En yüksek aşınma dayanımı değeri Aelite Estetik ve Tetric Evo Ceram kompozit

rezinlerde görüldü ($p>0.05$). Estenia, Tetric Evo Ceram ve Supreme XT kompozit rezinlerin ve Estenia, Supreme XT ve Tescera ATL kompozit rezinlerin aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$).

Tablo 2. Kompozit rezin materyallerin 30.000 ve 60.000 devir sonrası aşınma değerleri (mm^3)

Kompozit Rezin Materyaller	N	30.000 devir			60.000 devir		
		Min.	Maks.	Ort. $\pm$ S.S.	Min.	Maks.	Ort. $\pm$ S.S.
Estenia	8	0.11	0.26	$0.151 \pm 0.05ab$	0.20	0.35	$0.311 \pm 0.05b$
Tescera ATL	8	0.17	0.27	$0.230 \pm 0.04b$	0.25	0.49	$0.395 \pm 0.08b$
Tetric Evo Ceram	8	0.06	0.18	$0.115 \pm 0.04a$	0.14	0.29	$0.240 \pm 0.05a$
Filetek Supreme XT	8	0.12	0.22	$0.165 \pm 0.03b$	0.20	0.40	$0.310 \pm 0.08b$
Aelite Estetik	8	0.07	0.13	$0.092 \pm 0.02a$	0.15	0.23	$0.191 \pm 0.03a$

SS = standard sapma. *üst simge aynı harfe sahip gruplar arası istatistiksel fark yoktur. ($P> .05$).

TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezin sistemlerin fiziksel özelliklerinin incelenmesi, kullanılan restorasyonların ömürlerinin tahmin edilmesi açısından büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle son yıllarda posterior dişlerin restorasyonunda kullanımı artan kompozit rezin restorasyonların fiziksel özelliklerinin araştırılması da özellikle önemlidir.¹⁷ Literatürde bu amaçla yapılmış çeşitli laboratuvar çalışmalarına rastlamak mümkündür. Yapılan laboratuvar çalışmalarında arka bölgede kullanılan kompozit rezinlerin aşınma miktarları¹⁸⁻¹⁹ değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın amacı; posterior dişlerin restorasyonunda da kullanılan üç nano hibrit direkt kompozit rezin ve iki indirekt inley kompozit rezin materyallerin klinik aşınma miktarlarının değerlendirilmesidir.

Günümüzde kompozit rezinlerin aşınmasının incelenilebileceği ve kompozit rezinlerin klinik davranışlarını tam olarak taklit edecek evrensel olarak kabul edilmiş deneysel bir yöntem yoktur, bu da hedefe ulaşmayı esasen imkansız kılmaktadır.²⁰ Bu nedenle günümüzde iki yaklaşım kabul edilmektedir; sürekli artan bir şekilde ağız ortamı koşullarını tamamen taklit etmeye çalışan deneysel metotlar²¹ veya aşınma mekanizma veya faktörlerinin birkaçı üzerine odaklanan daha kolay deneysel metotlar.²²⁻²³⁻²⁴⁻²⁵ Oklüzal temas alanlarında meydana gelen aşınmayı taklit edilebilmesi için farklı aletler kullanılmıştır.²³⁻²⁶ Çalışmamızda aşınmanın benzetilmesi için Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesinde geliştirilmiş olan aşınma simülasyon cihazını kullandık.

Laboratuvar da biyolojik aşınma sürecinin taklit edilmesinde birden fazla değişkenin göz önünde bulundurulması gerekir. Bu değişkenlerin bazıları aşınmanın taklit edilmesinde çok önemlidir.⁴ Dental materyallerin aşınma dayanıklılıklarının incelendiği çalışmalarda in-vitro aşınma sonuçlarının in-vivo verilerle ilişkilendirilebilmesi için ağız içi şartlar göz önünde bulundurulmalıdır. Materyallerin birbirlerinden farklılıkları kolay bir şekilde belirlenebilir olması için, aşınma testlerindeki farklılıkların olabildiğince az olması istenmektedir. Etkif bir laboratuvar aşınma sistemi için antagonist numunenin seçimi önemli bir faktördür. Antagonist numunenin sertliği ve sürtünme katsayısının oral ortama benzer olması gerekmektedir.²⁷ Antagonist örnekler doğal mine kusplarına benzer şekil ve boyutlarda standardize edilir. Krejci ve arkadaşları sürmemiş üçüncü molar dişlerin palatinal kusplarının şekil ve boyutlarını ölçmüşler ve kusp tepelerinin boyutunu dönme eksenine simetrik olarak $y=0.001x^2$ formülü ile tanımlamışlardır. Oklüzal kontak alanlarındaki aşınmanın simülasyonunda doğal mine antagonistleri kullanmak daha gerçekçi sonuçlar verecektir.²⁸ Bizim çalışmamızda kullandığımız aşınma simülatöründe antagonist için yeni çekilmiş üst molar dişlerin standardize edilmiş palatinal kuspları kullanılmıştır.

Aşınma simülasyonunda kullanılan cihazların 1, 10, 20, 25, 50, 75 ve 100 N arasındaki farklı yükleme/kuvvet uygulama varyasyonları mümkündür.²⁹ Farklı besinlerin çiğnetildiği insanlar üzerinde yapılan çalışmalarda molarların çiğneme kuvvetlerinin 20N-120 N arasında değiştiği gözlemlenmiştir.³⁰ Bizim cihazımızda 50-70 N' luk oklüzal kuvvet uygulanmıştır.

Farklı çalışmaların sonuçlarına bakıldığında 5.000, 10.000, 25.000, 50.000, 100.000 ve 120.000 arasında değişen devir sayıları gözlemlenmiştir. Bizim çalışmamızda Manhart ve arkadaşlarının ile

Yap' ın çalışmalarına benzer bir şekilde 30.000 ve 60.000 devir kullanılmıştır.³¹⁻¹⁸

Laboratuvar aşınmasını taklit ederken antagonist dişlerin temas süreleri klinik koşullara benzer olmalıdır. Bunun nedeni, yüklem ve örneklerin temas süresinin aşınmayı belirgin ölçüde artırmasıdır.³² Kullandığımız aşınma cihazında dişler 50-70 N okluzal kuvvetle ve laterale kayma hareketi ile sürekli olarak karşıt diş örneklerle temas halindedir.³¹ Bu sebeple çalışmamızda kullanılan döngü sayısı düşük tutulmuştur.

Oral kavitede oluşan sıcaklık değişimleri dikkate alınmalıdır çünkü sıcaklık plastik etki oluşturur. Sabit 37°C da ya da 5-55°C termal siklus kullanılabilir. Bizim çalışmamızda ortam sıcaklığı sabit 37°C tutulmuştur.

Oral kavitede doğal kayganlaştırıcı olarak tükürük, plak ve pelikül vardır. Bunların hepsi birlikte bir kayganlaştırıcı sistem oluşturur bu kayganlaştırıcı tabakanın film kalınlığı çok ince olması nedeniyle yüzeydeki pürüzlerin birbirlerine dokunmasını engellemez. Oral kavitenin taklit edildiği laboratuvar çalışmalarında insan tükürüğü kullanımı iyi bir tercihtir fakat dayanıksızlığı ve kontaminasyona sebep olması nedeniyle yeni toplanmış tükürüğe benzer karakteristik özelliklere sahip kayganlaştırıcıların kullanılması daha uygundur.³³ Bizim çalışmamızda sürtünen yüzeylerden kopan partiküllerin uzaklaştırılması, örnek yüzeylerinin yıkanması ve kayganlaştırıcı olması amacıyla laboratuvarda hazırlanan suni tükürük kullanıldı.

Bizim çalışmamızda kullandığımız S.Ü. Dişhekimliği Fakültesi aşınma simülatorü, okluzal kontakt aşınması gibi kayarak aşındırma test cihazına (*Munich Artificial Mouth*) benzemektedir. Bu cihazda numuneler, 50 N dikey yüklemde blok üzerinde iğne (*pin-on-block*) şeklinde dizayn edilen ve titreyerek kayan antagonist ile aşındırılırlar.³⁸

Yaptığımız laboratuvar çalışmasında kompozit resin restorasyonların aşınma dayanımları profilometrik takip²⁵, ağırlık azalmasının ölçülmesi²¹, mikroskobik fotoğraflama¹⁴ veya 3 boyutlu optik tarama³¹ ile bakılabilmektedir.

Moura ve arkadaşları bir amalgam ve iki kompozit resin materyalin laboratuvar aşınma düzeylerini incelemek için M-L skalası ile gözlem ve profilometre yöntemlerini kullanmışlardır. Bu çalışma sonucunda M-L skalası ile yapılan analizde materyaller arası farklılık bulunmazken profilometre yöntemi kullanılarak yapılan analizde amalgamın kompozit rezinlerden daha az aşındığı sonucuna varmışlardır. Profilometri ile karşılaştırıldığında M-L ölçeğinin aşınmayı tespit etmedeki doğruluğu düşüktür.³⁴

Laboratuvar aşınma testimiz sonucunda, iki indirekt inley ve üç direkt nano doldurucu kompozit resin materyalinin okluzal kontak bölgelerinde hacimsel olarak 30.000 döngü sonrası yapılan ölçümlerde 0.092 mm³- 0.223 mm³, 60.000 döngü sonrası yapılan ölçümlerde ise 0.191 mm³- 0.395mm³ arasında aşınma göstermiştir. Laboratuvarda kullandığımız aşınma simülasyon cihazında uygulanan okluzal kuvvet sürekli olduğu için döngü sayıları klinikte uyguladığımız süre periyotlarına karşılık gelmemektedir. Bu nedenle laboratuvar sistemimiz burksız tarzı aşınma modeli olabilir. Ancak, en az ve en çok hacimsel aşınma gözüken kompozit resin klinikte ve laboratuvarda aynı bulunmuştur.

Her iki aşınma çalışmasında da Aelite Estetik nano doldurucu kompozit resin en az aşınırken, Tescera ATL indirekt inley kompozit resin en çok aşınma göstermiştir. Bu sonuç, laboratuvar aşınma simülasyonumuzun klinik çalışmalara uygun olabileceğini göstermesi açısından önemlidir.

Yaptığımız laboratuvar çalışmasında kullandığımız 5 farklı kompozit resin materyali arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. En çok aşınma direnci gösteren kompozit resin Aelite Estetik nano doldurucu kompozit rezindir. Kompozit rezinlerdeki nano boyutlu partikül kümelerinin mikrohibrit doldurucular ile aynı boyutta olmalarına rağmen daha iyi aşınma direnci göstermelerinin nedeni, aşınma esnasında nano partikül kümelerindeki partiküllerin ikincil büyük partikülleri koparmaları yerine yüzeyden bireysel olarak kırılmalarıdır. Bu sayede aşınma yüzeyinde daha minik pürüzler oluşur ve yüzey pürüzlülüğü azalır. Bizim çalışmamızda da en iyi yüzey pürüzlülük değerine sahip Aelite Estetik nano doldurucu kompozit rezinde gözlenmiştir.

Cha ve arkadaşlarının mikrohibrit ve nano doldurucu kompozit resin materyallerin aşınma miktarlarını karşılaştırmak için yaptıkları

çalışmada kompozit rezinlerin hacimsel olarak 0.043-0.092 mm³ arasında aşındıkları gösterilmiştir. Araştırmacılar kompozit resin materyalleri dental porselen karşılığında 50.000 döngü ile aşınma simülatoründe aşındırılmışlar ve kompozit rezinlerdeki aşınma hacmini ve aşınma bölgelerini 3B profilometre ve dijital haritalama yöntemi ile belirlenmiştir.

Çalışmalar sonucunda mikrohibrit kompozit rezinlerin hacimsel aşınma değerleri 0.053-0.092 mm³ arasındayken, nano doldurucu kompozit resin Filtek Supreme 0.043-0.057 mm³ arasında hacimsel aşınma göstermiştir. Bu çalışmada aşınma dayanımı açısından kompozit resin tipleri arasında önemli bir fark bulunmamıştır.³⁵

Literatürde gözlemlenen kompozit rezinlerin hacimsel aşınma değerleri ile bizim bulduğumuz hacimsel aşınma değerleri arasında belirgin farklılıklar vardır. Bu farkın ana nedeni, kullanılan aşınma simülatorü cihazlarındaki farklılıklar olabilir. Aynı kompozit resin materyalin farklı aşınma simülatorleri ile aşındırıldığı çalışmalarda elde edilen aşınma değerlerinin aşınma simülatorü tipine göre farklılık gösterdiği bulunmuştur.³⁶ Benzer şekilde 2012 yılında yayınlanan bir çalışmada, aşınma test cihazları farklı konseptlerde geliştirildiği için, farklı cihazlar kullanılarak yapılan aşınma testi sonuçlarının karşılaştırmasının ve analiz edilmesinin zor olabileceği belirtilmektedir.³⁷

Başka bir çalışmada mikro doldurucu kompozit resin, mikrohibrit kompozit, hibrit kompozit ve kompomerler kullanılarak Münih aşınma simülatorü ile yaptıkları çalışmada mikro doldurucu kompozit rezinler en az; kompomerler ise en çok kontak aşınması sergilediklerini göstermiştir. Mikrohibrit ve hibrit kompozit rezinlerin aşınma hacimleri de mikro doldurucu kompozit rezinlerden daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bu çalışmaya göre doldurucu partikül boyutu ve morfolojisinin okluzal kontak alanındaki iki cisim aşınma özellikleri üzerine yüksek etkisi vardır.³⁸

Kompozitlerin aşınması ayrıca, kompozitlerin resin matrisinin moleküler yapısı ve bileşimi gibi ilgili mikro yapılardan da etkilenebilir.¹⁸ UDMA (*üretan dimetakrilat*) molekülünün, hareketliliği engelleyen ve sertliği artıran bir izopropiliden-difenoksi merkez çekirdeği içeren Bis-GMA'dan (*bisfenol A glikol dimetakrilat*) daha yüksek esnekliğe ve monomer zinciri rotasyonuna sahip olduğu ve böylece kararlı hidrojen bağları oluşturma eğiliminin daha düşük olduğu, dolayısıyla UDMA ile karşılaştırıldığında Bis-GMA molekülünün aşınmayı iyileştirdiği belirtilmektedir.³⁹ Bis-GMA molekülleri, bağlar etrafında dönmeye karşı çok daha büyük bir bariyer oluşturan aromatik gruplar içerir. Bu nedenle, aşınma polimerdeki monomerik alt birimlerin doğasından etkilenebilir.⁴⁰ Bu, Bis-GMA içermeyip UDMA içeren Tescera ATL'nin, Bis-GMA içeren Aelite Estetik'e kıyasla daha düşük aşınma direncine sahip olmasını açıklayabilir.

Diş hekimliğinde, indirekt kompozit resin inley kullanılmasının sebeplerinden biri inley restorasyonların fırınlanmasıdır. Kompozit rezinlerin ısı ve ışık ile fırınlanması ile polimerizasyon dereceleri artırılmış olur böylece aşınma dirençlerini de içeren fiziksel özelliklerinde artma sağlanacağı düşünülmektedir. Wassell ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada iki hibrit ve bir mikrohibrit kompozit resin materyallerini geleneksel yöntemle ve ek olarak fırınlama yöntemi ile sertleştirmişler ve iki yöntem arasında aşınma açısından bir fark olup olmadığını incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, materyaller arasında aşınma açısından anlamlı bir fark bulunmuştur fakat sertleştirme yöntemleri arasında aşınma açısından herhangi bir fark olmadığı gözlemlenmiştir.⁴¹

Laboratuvarımızda yapılan aşınma çalışmasında, indirekt kompozit resin materyallerinden biri olan Estenia kompozit resin materyalin aşınma direnci nano doldurucu kompozit rezinlere benzer bulunurken Tescera ATL indirekt kompozit rezinin aşınma direnci daha düşük bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da kompozit rezinlerin fırınması ile ilave polimerizasyonun aşınma dayanımı üzerine olumlu bir etkisi olmamıştır.

Teorik olarak nano yapıları dental kompozit rezinler, mikro doldurucu kompozitlerden daha iyi aşınma ve yorgunluk direnci sağlayarak dayanıklı restorasyonlar oluşturmak amacıyla tasarlanmıştır. Nano doldurucu kompozit rezinlerin aşınma ve diğer fiziksel özelliklerinin araştırılması için Turssi ve Ferracane yaptıkları çalışmada nano doldurucu kompozit rezinler olan Heliomolar, Grandio ve Supreme'in belirgin olarak mikro doldurucu Ceram-X and Premise kompozit rezinlerden daha yüksek bükülme direnci sergilediklerini

bulmuşlardır. Aşınma direncinde ise nano doldurucu kompozit rezinler ile mikro doldurucu kompozit rezinler arasında belirgin bir fark olmadığı gözlenmiştir.³³ Yine Jian-min HAN ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada test edilen tüm nanohibrit veya nano doldurucu kompozit rezinler, geleneksel mikrohibrit veya hibrit kompozit rezinlere göre üstün aşınma direnci göstermemiştir.⁴² Palaniappan ve arkadaşları nano dolgulu bir kompozitin ve bir mikro hibrit kompozitin aşınmasını kantitatif olarak ölçmüştür. İki materyal arasında aşınma kaybı açısından önemli bir fark bulunmamıştır.⁴³

Yılmaz ve arkadaşlarının çalışmasında, mikrofıl, nanohibrit, nanofil, doldurucu kompozitlerin aşınma dereceleri karşılaştırılmış nanofil doldurucu kompozitin nanohibrit doldurucu kompozite göre aşınma direncinin daha düşük olduğu tespit edilmiştir.⁴⁴

Başka bir çalışmada hibrit, nanohibrit, nanofil, mikrohibrit ve minifil hibrit doldurucu kompozitlerin aşınma dirençlerine bakılmış olup çalışmada nanohibrit doldurucu kompozitin nanofil doldurucu kompozite göre daha iyi aşınma direnci gösterdiği rapor edilmiştir.⁴⁵

Faeze Asadian ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada bizim çalışmamızda olduğu gibi antagonist olarak doğal bir diş kullanılmıştır. Çalışmada, dört adet bulk-fill kompozit ve bir hibrit geleneksel kompozit incelenmiş olup geleneksel kompozitin diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında anlamlı bir aşınma değerine sahip olmadığı bulunmuştur.⁴⁶

Bu çalışmalara ek olarak aşınma performansına etkisi olduğu varsayılan özelliklerin değerlendirilmesi için planlanan laboratuvar 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.²⁰ Mesela, yüksek kırılma dayanımı olan bir kompozit rezinin abraziv aşınma dayanımının yüksek olması şart değildir.⁴⁷ Bu çalışmalara ek olarak kullanıcı performansına katkı sağlayacağı düşünülen özelliklerin değerlendirilmesi amacıyla laboratuvar çalışmaları da planlanmaktadır. Kopma sertliği, çekme mukavemeti, eğilme mukavemeti, yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü testlerini içerir. Bu fiziksel özelliklerin bazıları aşınma ile ilişkilidir ancak yalnızca fiziksel özellikleri gözlemleyerek aşınma direncini istikrarlı ve güvenilir bir şekilde tahmin etmek mümkün değildir.²⁰ Örneğin, yüksek kırılma dayanıklılığına sahip kompozit rezinlerin yüksek aşınma direncine sahip olması gerekmez.⁴⁷

In vitro aşınma sistemlerinin yalnızca tahmin aracı olduğu unutulmamalıdır. Bu çalışmada kullanılan test cihazı, doğrudan ve dolaylı kompozit malzemelerin aşınma oranını sıralamak için bir potansiyel sağlamıştır. Ancak, aşınma sürecine birkaç faktör katkıda bulunabilir, örneğin malzeme özellikleri, hazırlama tasarımları, intraoral konum, operatör yeteneği ve oklüzyon tipi, parafonksiyonel alışkanlıklar veya diyet ve ağız hijyeni gibi hasta özellikleri. Bu nedenle, bu sıralamanın test edilen kompozitlerin klinik performansı ile ilişkili olup olmayacağı *in-vivo* çalışmalarla doğrulanmalıdır.

SONUÇ

Araştırma sonuçlarımıza dayanarak aşağıdaki sonuçları çıkarmak mümkündür:

- 1) Kullandığımız kompozit rezinlerin klinik aşınma direncinin ADA standartlarını karşıladığı bulunmuştur.
- 2) Kullandığımız kompozit rezinlerin laboratuvar aşınma dirençleri karşılaştırıldığında nano doldurucu kompozit rezin Aelite Estetik en az aşınma özelliği göstermiştir.
- 3) Yaptığımız laboratuvar çalışma ışığında nano doldurucu kompozit rezinlerin, indirekt kompozit rezinler kadar iyi aşınma direncine 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.

Değerlendirme / Peer-Review

İki Dış Hakem / Çift Taraflı Körleme

Etik Beyan / Ethical statement

Bu makale Restoratif Diş Hekimliği Derneği 21. Uluslararası Bilimsel Kongresi 1-3 Aralık 2017 Eskişehir Sempozyumu'nda poster olarak sunulan ancak tam metni yayımlanmayan "ÇEŞİTLİ REZİN KOMPOZİT MATERYALLERİN LABORATUAR AŞINMA DAYANIMLARININ 3B OPTİK TARAMA İLE KARŞILAŞTIRILMASI" adlı tebliğin içeriği geliştirilerek ve kısmen değiştirilerek üretilmiş hâlidir

Bu çalışmanın hazırlanma sürecinde bilimsel ve etik ilkelere uyulduğu ve yararlanılan tüm çalışmaların kaynakçada belirtildiği beyan olunur.

This article is the version of the presentation named "Comparisons of the Laboratory Wear Resistance of Various Resin Composite Materials with 3D Optical Scan ", which was presented poster at the Restorative Dentistry Association 21st International Scientific Congress 1-3 December 2017 Eskişehir Symposium, but whose full text was not published, by improving and partially changing the content.

It is declared that during the preparation process of this study, scientific and ethical principles were followed and all the studies benefited are stated in the bibliography.

Benzerlik Taraması / Similarity scan

Yapıldı - ithenticate

Etik Bildirim / Ethical statement

dishekimligidergisi@salcuk.edu.tr

Telif Hakkı & Lisans / Copyright & License

Yazarlar dergide yayınlanan çalışmalarının telif hakkına sahiptirler ve çalışmalarını CC BY-NC 4.0 lisansı altında yayımlanmaktadır.

Finansman / Grant Support

Yazarlar bu çalışma için finansal destek almadığını beyan etmiştir. | The authors declared that this study has received no financial support.

Çıkar Çatışması / Conflict of Interest

Yazarlar çıkar çatışması bildirmemiştir. | The authors have no conflict of interest to declare.

Yazar Katkıları / Author Contributions

Çalışmanın Tasarlanması | Design of Study: ARÇ (%80), NÜ (%20)
Veri Toplanması | Data Acquisition: ARÇ (%80), NÜ (%20)
Veri Analizi | Data Analysis: ARÇ (%80), NÜ (%20)
Makalenin Yazımı | Writing up: ARÇ (%60), SŞÇA (%40)
Makale Gönderimi ve Revizyonu | Submission and Revision: ARÇ (%20), SŞÇA (%80)

KAYNAKLAR

- Mair L, Stolarski T, Vowles R, Lloyd C. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of dentistry*. 1996;24(1-2):141-8.
- Teoh S, Ong LF, Yap AU, Hastings GW. Bruxing-type dental wear simulator for ranking of dental restorative materials. *Journal of biomedical materials research*. 1998;43(2):175-83.
- Heintze S, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dental Materials*. 2006;22(2):166-75.
- Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? overview of existing methods. *Dental materials*. 2006;22(8):693-701.
- Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *Journal of dental research*. 1989;68(12):1752-4.
- Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern? is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dental Materials*. 2006;22(8):689-92.
- Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G. In vivo evaluation of four posterior composites: quantitative wear measurements and clinical behavior. *Dental Materials*. 1986;2(3):106-13.
- Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K-H, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *Journal of dental research*. 1997;76(11):1799-807.
- Perry R, Kugel G, Kunzelmann K-H, Flessa H-P, Estafan D. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *The Journal of the American Dental Association*. 2000;131(10):1472-7.
- 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.
- Çakır A. 3D Optik Taramanın Temel Prensipleri. *Optik Üçgenleme (Optical Triangulation) Kalıp Dünyası*. 2005;26-30.
- Mair L, Vowles R, Cunningham J, Williams D. The clinical wear of three posterior composites. *British dental journal*. 1990;169(11):355-60.
- Wilson N, Norman R. Five-year findings of a multiclinical trial for posterior composite. *Journal of dentistry*. 1991;19(3):153-9.
- Ferracane J, Mitchem J, Condon J, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of dental research*. 1997;76(8):1508-16.
- Türkün LŞ, Aktener BO, Ateş M. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. *Quintessence International*. 2003;34(6).
- Van Nieuwenhuysen J-P, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *Journal of dentistry*. 2003;31(6):395-405.
- da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguércio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *Journal of dentistry*. 2006;34(7):427-35.
- Yap A. Occlusal contact area (OCA) wear of two new composite restoratives. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(2):194-200.
- Heintze S, Zellweger G, Zappini G. The relationship between physical parameters and wear of dental composites. *Wear*. 2007;263(7-12):1138-46.
- Turssi CP, de Moraes Purquerio B, Serra MC. Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods—a review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2003;65(2):280-5.
- Hu X, Harrington E, Marquis P, Shortall A. The influence of cyclic loading on the wear of a dental composite. *Biomaterials*. 1999;20(10):907-12.
- Finger W, Thiemann J. Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. *Dental Materials*. 1987;3(5):280-6.
- Wassell R, McCabe J, Walls A. A two-body frictional wear test. *Journal of dental research*. 1994;73(9):1546-53.
- Kawai K, Leinfelder KF. In vitro evaluation of OCA wear resistance of posterior composites. *Dental Materials*. 1995;11(4):246-51.
- Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dental Materials*. 1996;12(4):218-26.
- Schnabel C, Daes P, Kunzelmann K, Hickel R. Two-body wear simulation in a computer controlled artificial mouth. *J Dent Res*. 1994;74:294.
- Shortall AC, Hu XQ, Marquis PM. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. *Dental Materials*. 2002;18(3):246-54.
- Krejci I, Albert P, Lutz F. The influence of antagonist standardization on wear. *Journal of dental research*. 1999;78(2):713-9.
- Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps. *Journal of dental research*. 1992;71(8):1525-9.
- Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures—a clinical-experimental study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(3):330-6.
- Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*. 2000;16(1):33-40.
- Kaidonis J, Richards L, Townsend G, Tansley G. Wear of human enamel: a quantitative in vitro assessment. *Journal of dental research*. 1998;77(12):1983-90.
- Turssi CP, Ferracane JL, Ferracane LL. Wear and fatigue behavior of nano-structured dental resin composites. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2006;78(1):196-203.
- Moura S, Tavares A, Lima J, Muench A, Cardoso PE. Qualitative and quantitative wear rate analysis of direct restorative materials. *Brazilian Dental Science*. 2003;6(2).
- Cha HS, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Evaluation of wear resistance of dental resin composites with a 3D profilometer. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2004;71(2):414-20.
- Heintze S, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators—results of a round robin test. *Dental Materials*. 2005;21(4):304-17.
- Lee A, He L, Lyons K, Swain M. Tooth wear and wear investigations in dentistry. *Journal of oral rehabilitation*. 2012;39(3):217-25.
- Zantner C, Kielbassa AM, Martus P, Kunzelmann K-H. Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. *Dental Materials*. 2004;20(3):277-85.
- Savabi O, Nejatidanesh F, Shabani M, Anbari Z. Two-body wear resistance of some indirect composite resins. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2011;19(2):81.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*. 1997;105(2):97-116.
- Wassell R, McCabe J, Walls A. Wear rates of regular and tempered composites. *Journal of Dentistry*. 1997;25(1):49-52.
- Han J-M, Zhang H, Choe H-S, Lin H, Zheng G, Hong G. Abrasive wear and surface roughness of contemporary dental composite resin. *Dental materials journal*. 2014;33(6):725-32.
- Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Nanofilled and microhybrid composite restorations: Five-year clinical wear performances. *Dental materials*. 2011;27(7):692-700.
- Yilmaz EÇ, Sadeler R, Duymuş ZY, Öcal M. Effects of two-body wear on microfill, nanofill, and nanohybrid restorative composites. *Biomedical and Biotechnology Research Journal (BBRJ)*. 2017;1(1):25-8.
- Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Yildiz E, Usulan I, Acikel C. Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2010;92(2):470-8.
- Asadian F, Hoseini AP, Ahmadian L, Rafeie N, Rezaei S, Moradi Z. In vitro attrition wear resistance of four types of paste-like bulk-fill composite resins. *BMC Oral Health*. 2022;22(1):360.

47. Chadwick R, McCabe J, Walls A, Storer R. The effect of storage media upon the surface microhardness and abrasion resistance of three composites. *Dental Materials*. 1990;6(2):123-8.