

aot

Acta Odontologica Turcica

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi resmi yayını
The official journal of Gazi University Faculty of Dentistry



Eski adı Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi
Formerly The Journal of Gazi University Faculty of Dentistry

ISSN 2147-690X

Cilt Volume

42

Sayı Issue

2

Yıl Year

2025



Yayın İdare Adresi / Editorial Office

Acta Odontologica Turcica

Yayın Kurulu Başkanlığı

06510 Emek / Ankara / Türkiye

Telefon / Telephone: + 90 312 203 40 00 - 4020

Faks / Fax: +90 312 223 92 26

e-posta / e-mail: gudisdergi@gazi.edu.tr

<https://dergipark.org.tr/tr/pub/gaziaot>



Sayfa düzenlemesi / Layout

Diamed Ajans Reklam ve Tanıtım Hizmetleri

Şeyh Şamil Mah., Bozhöyük Cad., 157. Sokak, No: C3-5 blok /5

Eryaman / Etimesgut / Ankara / Türkiye

Telefon / Telephone: +90 0537 502 88 87

e-posta / e-mail: soner@diamedajans.com

www.diamedajans.com

Yayına veriliş tarihi / Date of publication

01.05.2025

Logo ve kapak tasarımı / Logo and cover design

Abbas KETİZMEN

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi resmi yayınıdır

The official journal of Gazi University Faculty of Dentistry

Yılda üç kez elektronik olarak yayınlanır / Published electronically three times a year

Yayın dili Türkçe ve İngilizcedir / Official languages are Turkish and English

Yaygın süreli yayın / Widespread periodical publication

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi adına sahibi / Owner on behalf of Gazi University Faculty of Dentistry

Prof. Dr. Uğur Ünal (*Rektör / Rector*)

Sorumlu Yazı İşleri Müdürü / Managing Clerical Director

Prof. Dr. Kahraman GÜNGÖR (*Dekan / Dean*)

Yayın Kurulu / Editorial Board (2022)

Tuba TORTOP; (*Baş-Editör / Editor-in-Chief*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Hacer DENİZ ARISU; (*Editör / Editor*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Bağdagül HELVACIOĞLU KIVANÇ; (*Bölüm Editörü / Assoc. Editor*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Sühan GÜRBÜZ; (*Bölüm Editörü / Assoc. Editor*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Çağdaş ÇINAR; (*Bölüm Editörü / Assoc. Editor*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Duygu KARAKIŞ; (*Bölüm Editörü / Assoc. Editor*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Nehir CANIGÜR BAVBEK; (*Bölüm Editörü / Assoc. Editor*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Burcu TOKÖZLÜ; (*Bölüm Editörü / Assoc. Editor*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Gülşün AKAY; (*Bölüm Editörü / Assoc. Editor*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Yeliz KILINÇ; (*Bölüm Editörü / Assoc. Editor*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Ayşegül MENDİ; (*Bölüm Editörü / Assoc. Editor*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Bülent ALTUNKAYNAK; (*İstatistik Editörü / Statistical Editor*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Özge KARADAĞ ATAŞ; (*İstatistik Editörü / Statistical Editor*) Hacettepe Univ., Ankara, Türkiye

Seda KUŞÇU ÖZBUDAK; (*İngilizce Dil Editörü / English Language Editor*) Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Aysel UĞUR; Gazi Univ., Ankara, Türkiye

Ayşe Tuba ALTUĞ DEMİRALP; Ankara Univ., Ankara, Türkiye

Çağrı DELİBAŞI; Medipol Univ., İstanbul, Türkiye

Dilşah ÇOĞULU; Ege Univ., İzmir, Türkiye

Ebru ÖZSEZER DEMİRYÜREK; Ondokuz Mayıs Univ., Samsun, Türkiye

Elçin ESENLİK; Akdeniz Univ., Antalya, Türkiye

Esin ALPÖZ; Ege Univ., İzmir, Türkiye

Evrin ELİGÜZELOĞLU DALKILIÇ; Bezmialem Univ., İstanbul, Türkiye

Kıvanç Bektaş KAYHAN; İstanbul Univ., İstanbul, Türkiye

Kıvanç KAMBUROĞLU; Ankara Univ., Ankara, Türkiye

L. Şebnem TÜRKÜN; Ege Univ., İzmir, Türkiye

Merva SOLUK TEKKEŞİN; İstanbul Univ., İstanbul, Türkiye

Mete ÜNGÖR; Medipol Univ., İstanbul, Türkiye

Neslihan ARHUN; Başkent Univ., Ankara, Türkiye

Nurcan BUDUNELİ; Ege Univ., İzmir, Türkiye

Nuriye Işıl SAYGUN; University of Health Sciences, Ankara, Türkiye

Övül KÜMBÜLOĞLU; Ege Univ., İzmir, Türkiye

R. Ebru TİRALI; Başkent Univ., Ankara, Türkiye

Serdar UYSAL; Hacettepe Univ., Ankara, Türkiye

Ülkü BAŞER; İstanbul Univ., İstanbul, Türkiye

Gazi Üniversitesi Senatosunun 01.05.1998 tarih ve 4 sayılı toplantısında alınan 98/40 sayılı kararı uyarınca fakültemiz dergisinin, hakemli dergi olarak sayılması ve fakülte imkanları ile bastırılması kabul edilmiştir.



Bu dergi TUBİTAK/ULAKBİM Ulusal Tıp Veri Tabanı (Türk Tıp Dizini), Türkiye Atıf Dizini, Türk Medline, Sherpa/Romeo, Ebsco, CrossRef, J-Gate, Google Scholar, OpenAire, ProQuest, DOAJ ve Index Copernicus tarafından indekslenmekte olup TDB Sürekli Diş Hekimliği Eğitim Yüksek Kurulu tarafından kredilenmiştir.

This journal has been indexed by TUBİTAK/ULAKBİM National Database, Türkiye Citation Index, Turk Medline, Sherpa/Romeo, Ebsco, CrossRef, J-Gate, Google Scholar, OpenAire, ProQuest, DOAJ, and Index Copernicus, and credited by TDB Continual Dental Medicine Education High Commission.



Acta Odontologica Turcica

İÇİNDEKİLER / CONTENTS

Sayfa / Page

ÖZGÜN ARAŞTIRMA MAKALELERİ / ORIGINAL RESEARCH ARTICLES

- Gömülü maksiller kanin ve mandibular üçüncü molar dişlerin ilişkili oldukları dişlerdeki eksternal kök rezorpsiyonunun Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile retrospektif olarak değerlendirilmesi**
Retrospective evaluation of external root resorption in the associated teeth of impacted maxillary canine and mandibular third molars using Cone Beam Computed Tomography
Nezahat Sena Satan, Nuray Bağcı, Umut Pamukçu, Zühre Akarslan.....57
- The stress distribution of implants made of Polyaryletherketones: A 3D Finite Element Analysis**
Poliaryleterketonlardan yapılmış implantların stres dağılımı: 3 boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi
Ahmet Serkan Küçükkekenci, Mehmet Sami Güler, Muhammed Latif Bekci65
- The influence of nanoparticles on the mechanical and biological properties of temporary acrylics**
Nanopartiküllerin geçici akriliklerin mekanik ve biyolojik özellikleri üzerine etkisi
Mirac Berke Topcu Ersöz, Esra Nur Avukat, Emre Mumcu, Canan Akay, Gülcan Şahal75
- Yaşlandırmanın Sınıf V kaviteelerde biyoaktif materyallerin mikrosızıntısı üzerine etkisi**
Effect of aging on microleakage of bioactive materials in Class V cavities
Ayşe Alanur Sağun, Reyhan Fidan Spor, Zümrüt Ceren Özdoğan, Burcu Oğlakçı Özkoç, Evrim Eligüzeloğlu Dalkılıç80
- Comparison of the adhesive performance of various composite materials used for clear aligner attachments**
Şeffaf plak ataşmanı yapımında kullanılan çeşitli kompozit malzemelerin yapışma performansının karşılaştırılması
Merve Kurnaz, Özlem Erçin, Dilan Kopuz.....88

DERLEME / REVIEW

- D vitamininin periodontal hastalıklar ve diş çürüğü ile ilişkisi**
Association of Vitamin D with periodontal diseases and dental caries
Nezahat Sena Satan, Zühre Akarslan96
- Nanomateriyallerin endodontide kullanımı**
The use of nanomaterials in endodontics
Şadihan Kurt Koç, Müğem Gürel Ekici, Bağdagül Helvacıoğlu Kıvanç.....101

Özgün araştırma makalesi

Gömülü maksiller kanin ve mandibular üçüncü molar dişlerin ilişkili oldukları dişlerdeki eksternal kök rezorpsiyonunun Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile retrospektif olarak değerlendirilmesi

Nezahat Sena Satın ¹,^{*} Nuray Bağcı,¹

Umut Pamukçu,¹ Zühre Akarslan ¹

¹Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Diş Hekimliği Fakültesi, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye

ÖZET

AMAÇ: Gömülü maksiller kanin ve mandibular üçüncü molar (M3) dişlerin, ilişkili oldukları komşu dişlerdeki eksternal kök rezorpsiyonunu (EKR) Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KİBT) görüntülerinde retrospektif olarak değerlendirmektir.

GEREÇ VE YÖNTEM: Çalışmaya 18-47 yaş aralığındaki, gömülü maksiller kanin ve mandibular M3 dişli olan 407 hasta dahil edildi. Hastaların yaşı, cinsiyeti, gömülü dişin tipi, lokalizasyonu, pozisyonu, EKR varlığı/yokluğu ve şiddeti kaydedildi. EKR; rezorpsiyon yok, hafif, orta ve şiddetli rezorpsiyon olarak dört sınıfa ayrıldı. EKR'nin lokalizasyonu kökün servikal, orta, apikal üçlüsü ve 1/3'ten fazla olarak ifade edildi.

BULGULAR: Çalışmada 407 hastada toplam 480 gömülü maksiller kanin ve mandibular M3 diş incelendi. Bu dişlerin %45'i gömülü maksiller kanin ve %55'i gömülü mandibular M3 idi. Hastaların %47.3'ünde gömülü dişlerin ilişkili oldukları dişlerde EKR tespit edildi. EKR varlığı ile cinsiyet ($p=0.071$, $p>0.05$), yaş aralığı ($p=0.784$, $p>0.05$), gömülü diş tipi ($p=0.591$, $p>0.05$), gömülü maksiller kanin dişlerin lokalizasyon ($p=0.383$, $p>0.05$) ve pozisyon grupları ($p=0.144$, $p>0.05$) arasında anlamlı bir farklılık yoktu. Horizontal pozisyonundaki mandibular M3 dişlerin daha fazla EKR'ye neden olduğu gözlemlendi ($p=0.041$, $p<0.05$). Gömülü dişlerin en fazla Sınıf 1 şiddetinde ($p=0.047$, $p<0.05$) ve kökün orta lokalizasyonunda ($p<0.001$) EKR'ye neden olduğu tespit edildi.

SONUÇ: Gömülü maksiller kanin ve mandibular M3 dişlerin ilişkili olduğu dişlerde EKR görülme sıklığı %47.3 idi. Horizontal pozisyonundaki gömülü mandibular M3 dişlerin ilişkili oldukları dişlerde daha fazla EKR'ye neden olduğu tespit edildi.

ANAHTAR KELİMELER: Gömülü diş; Konik ışınli bilgisayarlı tomografi; kök rezorpsiyonu

KAYNAK GÖSTERMEK İÇİN: Satın NS, Bağcı N, Pamukçu U, Akarslan Z. Gömülü maksiller kanin ve mandibular üçüncü molar dişlerin ilişkili oldukları dişlerdeki eksternal kök rezorpsiyonunun Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi ile retrospektif olarak değerlendirilmesi. Acta Odontol Turc 2025;42(2):57-64

EDİTÖR: Gülsün Akay, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye

YAYIN HAKKI: © 2025 Satın ve ark. Bu eserin yayın hakkı [Creative Commons Attribution License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) ile ruhsatlandırılmıştır. Sınırsız kullanım, dağıtım ve her türlü ortamda çoğaltım, yazarlar ve kaynağın belirtilmesi kaydıyla serbesttir.

FINANSAL DESTEK: Bulunmamaktadır.

ÇIKAR ÇATIŞMASI: Bulunmamaktadır.

[Abstract in English is at the end of the manuscript]

GİRİŞ

Gömülü diş; fizyolojik sürme zamanını takip eden 2 yıl içinde ağız ortamına sürmemesi nedeniyle dental arkta yerini alamamış dişler için kullanılan bir terimdir.^{1,2} Tüm dişler içerisinde gömülü kalma oranı en yüksek olan dişler mandibular üçüncü molar (M3) dişlerdir.^{1,3} Bunları maksiller üçüncü molar, maksiller kanin ve mandibular premolar dişler takip etmektedir.² Dişlerin gömülü kalmasına neden olan etiyolojik faktörler arasında, yüz tipi, ark ve diş boyutları arasında uyumsuzluk, çiğneme kaslarının kullanım sıklığı, çenelerdeki yer darlığı, gecikmiş mineralizasyon, konjenital diş eksikliği, süt dişlerin erken kaybı veya uzamış retansiyonu, kök dilesasyonları, malpoze diş germi, endokrin bozukluklar, kalıtım, kistik ve/veya neoplastik oluşumlar, raşitizm, anemi, konjenital sifiliz, tüberküloz ve belirli sendromlar gibi sebepler sayılabilir.^{2,4,5} Bunların yanında, dişlerin çevresindeki

Makale gönderiliş tarihi: 12 Mart 2024; Yayına kabul tarihi: 2 Temmuz 2024

*İletişim: Arş. Gör. Nezahat Sena Satın, Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Emek, Ankara, Türkiye;

E-posta: nezahatsatan@gazi.edu.tr

kemiğin mikromimari yapısının da önemli olabileceği belirtilmiştir.⁶ Gömülü dişler yıllarca herhangi bir semptom/bulgu vermeden gömülü kalabildikleri gibi, komşu dişlerde eksternal kök rezorpsiyonu (EKR), perikoronitis, parastezi, enfeksiyon, gelişimsel ve kistik oluşumlar ve hatta neoplaziler gibi birçok patolojilere neden olabilir.^{4,7,8}

EKR, daimi bir dişin kökünün dış yüzeyindeki sert dokularda (sement ve/veya dentin) odontoklastik reaksiyonlara bağlı oluşan kayıptır.⁹ Gömülü dişlerden kaynaklanan mekanik ve kimyasal travmalar ilişkili oldukları dişlerde, EKR'ye neden olabilmektedir.¹⁰ Bu nedenle, çürük veya periodontitisten farklı olarak, gömülü dişler ile ilişkili dişlerdeki EKR, iyi bir ağız hijyeni ile önlenemeyen veya geriye döndürülebilen bir süreç değildir.¹¹ EKR tedavisinden alınabilecek en iyi sonuç erken aşamada durdurulmasıdır. EKR'nin genellikle asemptomatik olması geç teşhis edilmesine buna bağlı olarak dişin çekimine bile neden olabilmektedir.³ Bu patolojinin erken teşhisinde radyolojik görüntülemenin önemli bir yeri bulunmaktadır.

Gömülü dişlerin neden olabileceği bir patolojinin belirlenebilmesi ve bu dişlerin çekimi veya sürdürülmesi için uygulanacak tedaviler sırasındaki komplikasyonların en aza indirilmesinde detaylı bir klinik ve radyolojik muayene gereklidir.¹² Panoramik ve periapikal radyografi gibi geleneksel dental radyografik görüntüleme yöntemleri, gömülü diş ve çevre anatomik yapılar hakkında önemli bilgi sağlamaktadır. Panoramik radyografi tedavi planlaması için genellikle tercih edilen ilk yöntemdir.¹³ Bununla birlikte, geleneksel radyografiler, iki boyutlu bir görüntü sunar ve distorsiyon, süperpozisyon gibi görüntü kalitesini olumsuz yönde etkileyebilecek olası artefaktlara neden olabilir.¹⁴ Bu nedenle EKR'nin geleneksel dental radyografik yöntemlerle teşhis edilmesi zor olabilmektedir.¹⁵ EKR'nin teşhisinin, Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) ile hassas ve doğru bir şekilde yapılabildiği ortaya konmuştur.⁹ KIBT, medikal BT'ye göre daha az radyasyon dozunun kullanıldığı, çene ve yüz bölgesinde detaylı bir incelemenin gerektiği durumlarda, kullanılan bir ileri görüntüleme yöntemidir.¹⁶

Literatürde, çeşitli gömülü dişlerin ilişkili oldukları dişlerde oluşturdukları EKR müstakil olarak araştırılmış olsa da gerek maksilla gerek ise mandibulada en fazla gömülü kalma oranına sahip farklı diş tiplerinin gömülü kalma lokalizasyonun ve pozisyonun EKR gözlenmesine, şiddetine ve lokalizasyonuna etkisi kapsamlı bir şekilde araştırılmamıştır.^{2,3,9,11,13,14,17,18} Bu çalışmanın amacı, gömülü maksiller kanin ve mandibular M3 dişlerin, ilişkili oldukları komşu dişlerde sebep olabileceği EKR'yi KIBT görüntülerinde retrospektif olarak değerlendirmektir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu retrospektif çalışmanın etik kurul onayı Gazi Üniversitesi Etik Komisyonu'ndan Helsinki Bildirgesi'ndeki talimatlara uyularak alındı (Sayı: E-77082166-604.01.02-739054 Tarih: 07.09.2023).

Bu çalışma için Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim dalı arşivinde Nisan 2017- Eylül 2018 yılları arasında, herhangi bir dental nedenle daha önce elde edilmiş 949 hastanın KIBT görüntüleri incelendi. Çalışmada kullanılan KIBT görüntüleri, Planmeca Promax 3D Mid (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) cihazı ile elde edilen, maksilla ve mandibulanın tümünün görüntülediği, 160x92 mm, FOV'a sahip, 90 kVp, 8 mA, 13.5 sn, 0.4 mm³ vokselle boyutlu veya herhangi bir çenenin tek başına görüntülediği, 160x52 mm, FOV'a sahip, 90 kVp, 8 mA, 13.5 sn, 0.4 mm³ vokselle boyutlu görüntüleme parametrelerine ve yeterli diagnostik kaliteye sahip görüntülerdi. Radyoloji kliniğinde, rutin prosedür olarak, KIBT görüntüleri çekilmeden önce hastalara kurşun önlük giydirilmekte ve imzalı onam formu alınmaktadır.

Çalışmaya, 18-47 yaş aralığında, çene-yüz bölgesinden herhangi bir cerrahi operasyon ve/veya travma hikayesi olmayan, çene içinde tam gömülü maksiller kanin veya mandibular M3 dişi ve alveoler krette bu gömülü dişler ile ilişkili en az bir dişi bulunan, 407 hastanın KIBT görüntüleri dahil edildi. Değerlendirilen toplam 949 hastadan, 203'ünde yarı gömülü diş olması, 190'ında ilişkili diş bulunmaması, 84'ünde ilgili bölgelerde patoloji veya cerrahi defekt varlığı ve 74 hastanın ise görüntülerinde çeşitli artefaktlar veya başka sebeplerden yeterli görüntü kalitesine sahip olmaması nedeniyle toplam 524 hastanın görüntüsü değerlendirme dışı bırakıldı.

Görüntüleri değerlendirilen hastaların; yaşı, cinsiyeti, gömülü diş tipi, lokalizasyonu ve pozisyonunu içeren sınıflandırmaya ait veriler çalışma için özel olarak hazırlanmış formlara kaydedildi.¹⁹ Hastalar 18-27 yaş aralığı, 28-37 yaş aralığı ve 38-47 yaş aralığı olmak üzere üç gruba ayrıldı.

Gömülü maksiller kanin dişin lokalizasyonu ve pozisyonunun sınıflandırılmasında aşağıdaki parametreler kullanıldı (Resim 1).¹⁹

Sınıf 1-Diş krununun palatinal tarafta konumlanması

- a) Horizontal
- b) Vertikal
- c) Semivertikal

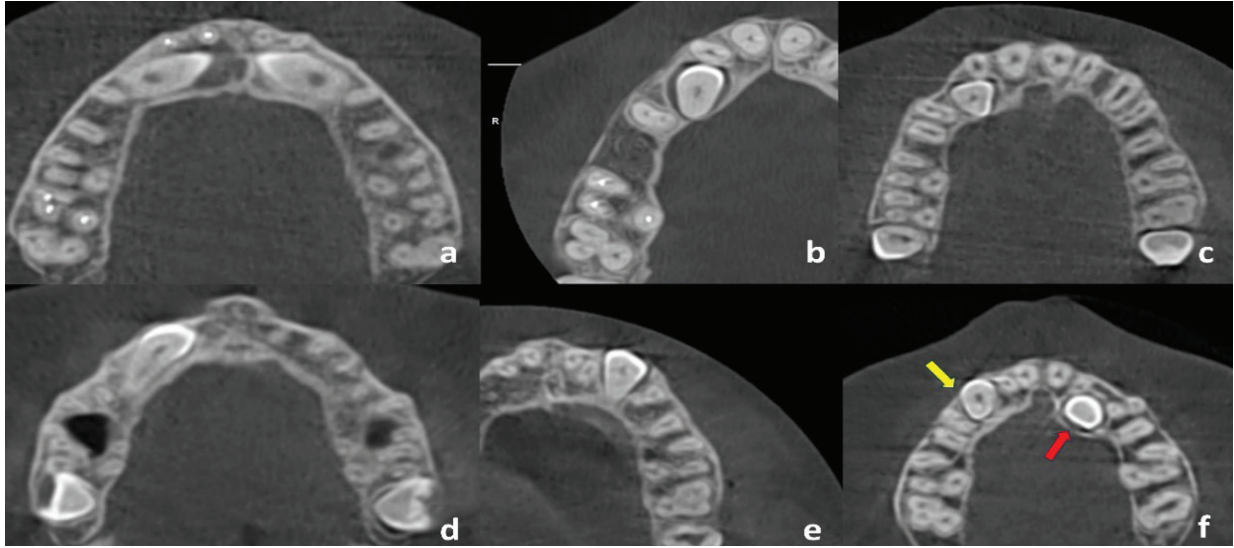
Sınıf 2-Diş krununun vestibül tarafta konumlanması

- a) Horizontal
- b) Vertikal
- c) Semivertikal

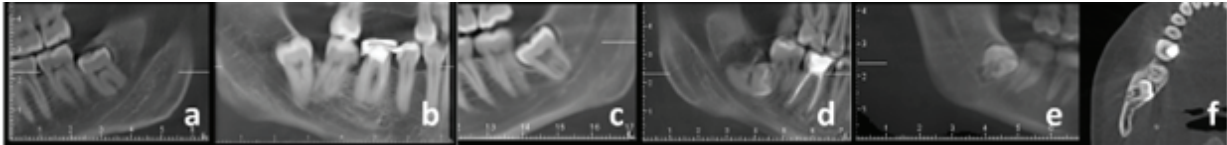
Gömülü mandibular M3 dişin pozisyonunun sınıflandırılmasında aşağıdaki parametreler kullanıldı (Resim 2).¹⁹

- a) Vertikal
- b) Horizontal
- c) Mezioangular
- d) Distoangular
- e) Bukkolingual

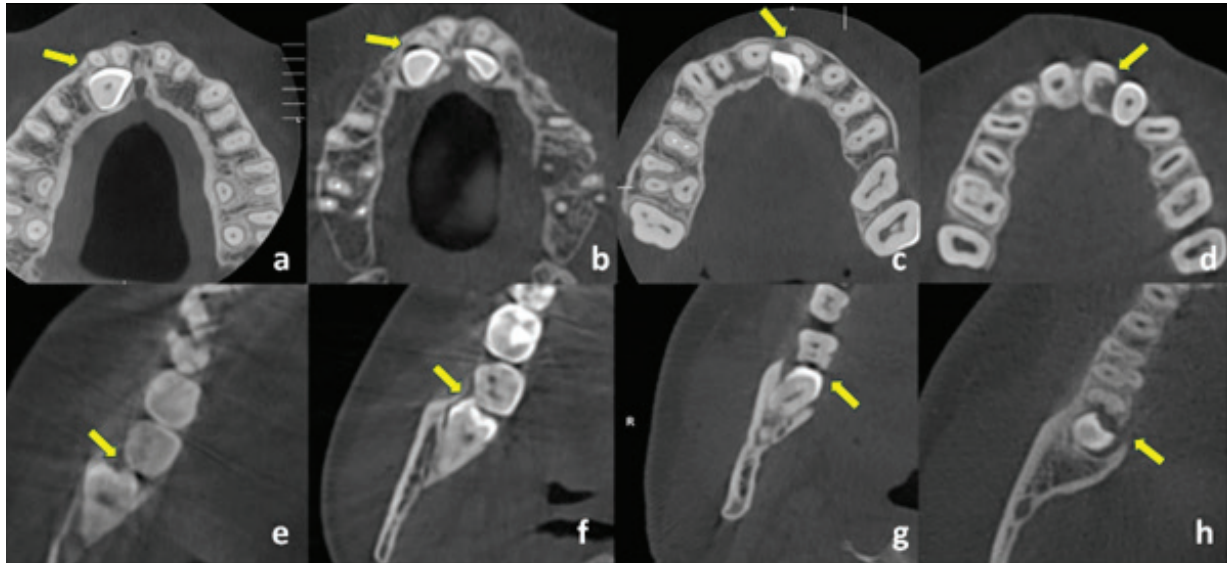
Gömülü dişlerin pozisyon ve lokalizasyon sınıflandırması yapıldıktan sonra, ilişkili oldukları



Resim 1. KIBT görüntülerinde gömülü maksiller kanin sınıflandırması. a. Sınıf 1 horizontal, b. Sınıf 1 semivertikal, c. Sınıf 1 vertikal, d. Sınıf 2 horizontal, e. Sınıf 2 semivertikal, f. Sınıf 2 vertikal (sarı ok) - Sınıf 1 vertikal (kırmızı ok)



Resim 2. KIBT görüntülerinde gömülü mandibular M3 sınıflandırması. a. Vertikal, b. Distoangular, c. Mezioangular, d. Horizontal, e ve f. Bukkolingual



Resim 3. KIBT görüntülerinde Ericson ve Kuroi'un EKR şiddeti sınıflandırması. a. maksiller kanin dişte Sınıf 1, b. maksiller kanin dişte Sınıf 2, c. maksiller kanin dişte Sınıf 3, d. maksiller kanin dişte Sınıf 4, e. mandibular M3 dişte Sınıf 1, f. mandibular M3 dişte Sınıf 2, g. mandibular M3 dişte Sınıf 3, h. mandibular M3 dişte Sınıf 4

dişlerdeki ilişki lokalizasyonu, kökün servikal, orta ve apikal üçlüsü olarak belirtildi.¹⁸ İlişkili olma durumunun birden fazla bölgede gözlenmesi durumunda ilişkili lokalizasyonu 1/3'ten fazla olarak ifade edildi.

İlişkili dişlerdeki EKR varlığı araştırıldı. EKR'nin varlığı/yokluğunun araştırılması için, KIBT görüntülerinin

aksiyal, koronal ve sagittal kesitleri değerlendirildi. EKR şiddetinin sınıflandırılmasında Ericson ve Kuroi sınıflandırmasına göre rezorpsiyon şiddeti kaydedildi (Resim 3).¹⁰

Ericson ve Kuroi'a göre EKR şiddetinin sınıflandırması;

Sınıf 1: Rezorpsiyon yok (sağlam kök yüzeyi, sement tabakası kaybolmuş olabilir)
 Sınıf 2: Hafif rezorpsiyon (dentin kalınlığının yarısına kadar rezorpsiyon)
 Sınıf 3: Orta derecede rezorpsiyon (dentin kalınlığının yarısı veya daha fazlasının rezorpsiyonu, pulpaya ulaşmamış rezorpsiyon)
 Sınıf 4: Şiddetli rezorpsiyon (pulpaya ulaşmış rezorpsiyon)

EKR'nin dişteki lokalizasyonu kökün servikal, orta ve apikal üçlüsü olarak belirtildi.¹⁸

KIBT görüntülerinde yapılan bütün değerlendirmeler uygun çevresel koşullar altında ve görüntüleme kalitesi uygun monitörlerde, bir araştırmacı (N.S.S.; Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi alanında 2 yıl tecrübeli) tarafından yapıldı. Gözlemci-içi tutarlılığı belirlemek için görüntülerin %20'si 15 gün ara ile tekrar incelendi. İncelenen görüntülerde herhangi bir belirsizlik olması durumunda Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi alanında 6 yıl tecrübeli olan bir uzman araştırmacıya danışılarak belirsizlik aşıldı.

İstatistiksel analiz

İstatistiksel analizler SPSS (Statistical Package for Social Sciences), Windows sürüm 22.0 (SPSS Inc. Chicago, USA) bilgisayar paket programı kullanılarak yapıldı. Tanımlayıcı istatistiklerde kategorik değişkenler sayı ve yüzde olarak, sürekli değişkenler ise ortalama $\pm$ standart sapma olarak gösterildi. Sürekli değişkenlerin normallik dağılımı Kolmogrov-Smirnov testi ile belirlendi. Yaş ve cinsiyet karşılaştırılmasında Student-t testi kullanıldı. Kategorik değişkenlerin karşılaştırılmasında Pearson Ki-kare testi kullanıldı. Korelasyon analizinde Spearman korelasyon testi kullanıldı. Gözlemci-içi tutarlılık, sınıf-içi korelasyon katsayısı (ICC) ile belirlendi (<0.50; zayıf tutarlılık, 0.50–0.75; orta tutarlılık, 0.75–0.90; iyi tutarlılık, >0.90; mükemmel tutarlılık).²⁰ İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

BULGULAR

Çalışmaya 18-47 yaş aralığında, yaş ortalaması 28.61 ± 9.01 (kadın: 27.84 ± 8.66 , erkek: 29.93 ± 9.47) olan 407 hasta dahil edildi. Hastaların 251'i kadın (%61.7) ve 156'sı (%38.3) erkekti. Yaş ortalaması ve cinsiyet arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu (t-testi: -1.519, $p = 0.130$).

Çalışmada incelenen 407 hastada toplam 480 gömülü maksiller kanin ve mandibular M3 diş incelendi. Bu dişlerin %45'i (n=216) gömülü maksiller kanin ve %55'i (n=264) gömülü mandibular M3 idi. İncelenen gömülü maksiller kanin dişlerin %97.67'si unilateral, %2.33'ü bilateral, mandibular molar M3 dişlerin %81.06'sı unilateral ve %18.94'ü bilateral idi. Çalışmaya dâhil edilen dişlerde, maksillada gömülü kanin dişler ile ilişkili birden fazla diş bulunabildiği için incelenen 480 dişin ilişkili olduğu toplam 691 diş tespit edildi. 211 hastada gömülü mandibular M3 ile ilişkili toplam 264 adet ikinci molar (M2) diş incelendi. 196 hastada komşu dişler ile ilişkili toplam 216 adet gömülü maksiller kanin diş izlendi. Bunlardan 54'ünün (%25) bir adet (%12.68), 116'sının (%53.70) iki adet (%54.46), 44'ünün (%20.37) üç adet diş (%30.98) ve ikisinin (%0.93) dört adet diş (%1.88) ile ilişkili olduğu tespit edildi. Gömülü maksiller kanin dişler ile ilişkili bulunan dişler, santral (n=131, %19), lateral (n=201, %29), kanin (n=2, %0.28), birinci premolar (n=90, %13) ve ikinci premolar (n=3, %0.43) olmak üzere, toplam 427 (%61.73) adet diş iken, gömülü mandibular M3 dişlerle ilişkili 264 (%38.31) adet mandibular M2 diş mevcuttu.

Gömülü dişlerin lokalizasyon ve pozisyona göre dağılımı Tablo 1'de gösterilmektedir. Maksiller kanin dişlerin lokalizasyon dağılımı incelendiğinde Sınıf 1 lokalizasyonda en fazla maksiller sağ kanin diş (n=94, %83.1), Sınıf 2 lokalizasyonda ise maksiller sol kanin diş (n=23, %22.3) yer almaktaydı. Maksiller kanin ve mandibular M3 dişlerin pozisyon dağılımı incelendiğinde semi-vertikal pozisyonda en fazla maksiller sağ kanin diş (n=88, %77.8), vertikal ve horizontal pozisyonda en fazla mandibular sol M3 diş (n=33, %25.0 ve n=57, %43.1), mezioangular ve distoangular pozisyonda en fazla mandibular sağ M3 diş (n=43, %32.5 ve n=6, %4.5) bulunmaktaydı.

Tablo 1. Gömülü dişlerin lokalizasyon ve pozisyona göre dağılımı, n (%)

Gömülü diş tipi	Lokalizasyon, N (%)		Toplam N (%)	Pozisyon, N (%)						Toplam N (%)
	Sınıf 1	Sınıf 2		Semi-vertikal	Vertikal	Horizontal	Mezio-angular	Disto-angular	Bukko-lingual	
Maksiller sağ kanin	94 (83.1)	19 (16.8)	113 (100)	88 (77.8)	9 (7.9)	16 (14.1)	-	-	-	113 (100)
Maksiller sol kanin	80 (77.6)	23 (22.3)	103 (100)	74 (71.8)	13 (12.6)	16 (15.5)	-	-	-	103 (100)
Mandibular sağ molar	-	-	-	-	25 (19.2)	56 (42.3)	43 (32.6)	6 (4.5)	2 (1.5)	132 (100)
Mandibular sol molar	-	-	-	-	33 (25.1)	57 (43.2)	38 (28.7)	2 (1.5)	2 (1.5)	132 (100)

Çalışmada incelenen 480 gömülü dişin %56.8'inde (n=273) ilişkili oldukları en az bir dişte EKR tespit edildi. Bir hastada birden fazla gömülü diş (bilateral) ve maksillada gömülü kanin dişler ile ilişkili birden fazla diş bulunabildiği için EKR tespit edilen diş sayısı toplamda 327 idi. Gömülü maksiller dişler ile ilişkili santral (n=52, %15.9), lateral (n=107, %32.72), birinci premolar (n=20, %6.11) ve ikinci premolar (n=1, %0.3) dişlerde (toplam n=180, %55.05) EKR tespit edilirken gömülü mandibular M3 dişler ile ilişkili sadece mandibular M2 (n=147, %44.95) dişlerde EKR tespit edildi. Maksillada, 118 (%27.76) hastada, gömülü 126 adet kanin diş ile ilişkili 180 adet dişte EKR tespit edildi. Gömülü maksiller kanin dişin 75 adeti (%15.62) ile ilişkili bir adet dişte, 49 adeti (%10.2) ile ilişkili iki adet dişte, bir adeti (%0.20) ile ilişkili üç adet dişte ve bir adeti (%0.20) ile ilişkili dört adet dişte EKR tespit edildi. Mandibulada, 135 (%31.76) hastada, gömülü 155 adet mandibular M3 diş ile ilişkili 155 dişte EKR tespit edildi. EKR tespit edilen toplam 229 (%56.3) hastanın 150'si (%65.6) kadın, 79'u (%34.5) erkek olarak saptandı. Yaşa göre üç gruba ayırdığımız hastalarda, 18-27 yaş arasında 118 (%51.5), 28-37 yaş arasında 66 (%28.8) ve 34-47 yaş arasında 45 (%19.7) EKR tespit edildi. EKR varlığı ile cinsiyet (p= 0.071, p>0.05) ve yaş aralığı (p= 0.784, p>0.05) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu. Hastaların gömülü diş tipi, lokalizasyon ve pozisyonlarının EKR varlığına göre dağılımı Tablo 2'de sunulmaktadır. EKR varlığı ile gömülü diş tipi (p=0.591, p>0.05), gömülü maksiller kanin dişlerin lokalizasyon (p=0.383, p>0.05) ve pozisyon grupları (p=0.144, p>0.05) arasında anlamlı bir farklılık yoktu. EKR varlığı ile gömülü mandibular M3 diş pozisyonu arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark vardı (p=0.041, p<0.05).

Bu anlamlı farkı oluşturanın, ilişkili olduğu dişlerde daha fazla EKR'ye neden olan horizontal pozisyonundaki mandibular M3 dişler idi (n=67, %59.3).

Tespit edilen EKR'lerin, şiddet ve lokalizasyonuna göre dağılımı Tablo 3'te gösterilmektedir. EKR şiddeti sınıflamasında özellikle apikal lokalizasyonlu Sınıf 2 ve Sınıf 3'ün ayrımını yapmak zor olduğundan Sınıf 2 ile Sınıf 3 birlikte değerlendirildi. Gömülü diş ile ilişkili en fazla EKR tespit edilen ilişkili diş maksiller lateral diş idi (sağ: n=56, %17.3; sol: n=51, %15.7).

Gömülü diş tipinin EKR şiddeti ve lokalizasyonuna göre dağılımı Tablo 4'te gösterilmektedir. Gömülü diş tipi ve EKR şiddeti arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardı (p=0.047, p<0.05). Gömülü dişlerin en fazla Sınıf 1 şiddetinde EKR'ye neden olduğu görüldü (n=166, %50.6). Ayrıca Sınıf 1 şiddetinde EKR'ye en fazla neden olan diş maksiller sol kanin diş idi (n=50, %30.5). Gömülü diş tipi ve EKR lokalizasyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardı (p<0.001). Gömülü dişlerin en fazla orta lokalizasyonda EKR'ye neden olduğu görüldü (n=124, %38.2). Ayrıca orta lokalizasyonda EKR'ye en fazla neden olan diş maksiller sol kanin diş idi (n=36, %29.0). İncelenen görüntülerin %4.1'inde ise birden fazla lokalizasyonda EKR gözlemlendi.

EKR tespit edilen diş sayısı ile hastaların yaşları arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon yoktu (r= 0.028, p>0.05). EKR tespit edilen diş sayısı ile gömülü dişlerin ilişkili olduğu diş sayısı arasında pozitif yönlü orta düzeyde istatistiksel olarak anlamlı korelasyon vardı (r=0.597, p<0.001) (r: Spearman korelasyon katsayısı). Gözlemci-içi tutarlılık, sınıf-içi korelasyon katsayısına (ICC=0.96) göre mükemmel olarak bulundu.

Tablo 2. Gömülü dişler ile ilişkili dişlerde izlenen EKR'ye sebep olan gömülü diş tipi, lokalizasyonu ve pozisyonuna göre dağılımı ve istatistiksel analizi

Grup			EKR, N (%)		Toplam, N (%)	Ki-kare	p-değeri
			Var	Yok			
Gömülü diş tipi	Maksiller sağ kanin		64 (56.6)	49 (43.4)	113 (100)	2.805	0.591
	Maksiller sol kanin		62 (60.2)	41 (39.8)	103 (100)		
	Mandibular sağ molar		77 (59.1)	55 (40.9)	132 (100)		
	Mandibular sol molar		70 (51.9)	62 (48.1)	132 (100)		
Kanin diş lokalizasyonu	Sınıf 1		104 (59.8)	70 (40.2)	174 (100)	0.760	0.383
	Sınıf 2		22 (52.4)	20 (47.6)	42 (100)		
Pozisyon	Kanin diş pozisyon	Semivertikal	99 (61.1)	63 (38.6)	162 (100)	3.873	0.144
		Vertikal	10 (45.5)	12 (54.5)	22 (100)		
		Horizontal	17 (53.1)	15 (46.9)	32 (100)		
	M3 diş pozisyon	Vertikal	22 (37.9)	36 (62.1)	58 (100)	9.958	0.041*
		Horizontal	67 (59.3)	46 (40.7)	113 (100)		
		Mezioangular	50 (61.7)	31 (38.3)	81 (100)		
		Distoangular	5 (62.5)	3 (37.5)	8 (100)		
		Bukkolingual	3 (75.0)	1 (25.0)	4 (100)		

*: p<0.05 olduğu için istatistiksel olarak anlamlı

Tablo 3. Gömülü dişler ile ilişkili dişlerdeki EKR'nin şiddetinin ve lokalizasyonunun dağılımı, n (%)

	EKR tespit edilen diş tipi									Toplam, N (%)
	Maks sağ santral, N (%)	Maks sağ lateral, N (%)	Maks sağ birinci premolar, N (%)	Maks sol santral, N (%)	Maks sol lateral, N (%)	Maks sol birinci premolar, N (%)	Maks sol ikinci premolar, N (%)	Mand sağ ikinci molar, N (%)	Mand sol ikinci molar, N (%)	
Rezorpsiyon olan dişlerde EKR şiddeti										
S2-S3	20 (6.5)	48 (15.6)	8 (2.6)	27 (8.8)	49 (15.9)	11 (3.6)	1 (0.3)	75 (24.3)	69 (22.4)	308 (100)
S4	3 (15.8)	8 (42.1)	1(5.3)	2 (10.5)	2 (10.5)	0	0	2 (10.5)	1(5.3)	19 (100)
Rezorpsiyon olan dişlerde EKR lokalizasyonu										
Apikal	16 (12.8)	30 (25.6)	5(4.3)	16 (12.8)	29 (24.8)	6 (5.1)	1 (0.9)	9 (7.7)	7 (6.0)	119 (100)
Orta	4 (3.2)	24 (19.4)	3 (2.4)	10 (8.1)	20 (16.1)	5 (4.0)	0	30 (24.2)	28 (22.6)	124 (100)
Servikal	3 (4.3)	1 (1.4)	0	2 (2.9)	1 (1.4)	0	0	32 (45.7)	32 (44.3)	71 (100)
1/3'ten fazla	0	1 (7.7)	1 (7.7)	1(7.7)	1(7.7)	0	0	6 (46.2)	3 (23.1)	13 (100)
Toplam	23 (6.8)	56 17.3)	9 (2.8)	29 (8.6)	51 (15.7)	11 (3.4)	1(0.3)	77 (23.8)	70 (21.3)	327 (100)

EKR: Eksternal kök rezorpsiyonu; Maks: maksiller; mand: mandibular

Tablo 4. Gömülü diş tipine göre ilişkili dişlerdeki EKR'nin şiddet ve lokalizasyonun dağılımı ve istatistiksel analizi

	Gömülü diş tipi, N (%)				Toplam, N (%)	Ki-kare	p-değeri
	Maksiller sağ kanin	Maksiller sol kanin	Mandibular sağ molar	Mandibular sol molar			
EKR şiddeti						12.692	0.047*
S2-S3	75 (24.4)	89 (28.9)	75 (24.4)	69 (22.3)	308 (100)		
S4	12 (52.6)	4 (31.6)	2 (10.5)	1 (5.3)	19 (100)		
EKR lokalizasyonu						109.192	<0.001*
Apikal	51 (41.9)	52 (44.4)	9 (7.7)	7 (6.0)	119 (100)		
Orta	30 (24.2)	36 (29.0)	30 (24.2)	28 (22.6)	124 (100)		
Servikal	6 (8.6)	1 (1.4)	32 (45.7)	32 (44.3)	71 (100)		
1/3'ten fazla	2 (15.4)	2 (15.4)	6 (46.2)	3 (23.1)	13 (100)		

*: p<0.05 olduğu için istatistiksel olarak anlamlı

TARTIŞMA

Bu retrospektif çalışmada, gömülü maksiller kanin ve mandibular M3 dişlerin ilişkili oldukları dişlerdeki EKR, KIBT görüntülerinde detaylı olarak değerlendirildi. İncelenen horizontal pozisyonda gömülü mandibular M3 dişler, maksiller kanin dişlere göre, ilişkili oldukları dişlerde daha fazla EKR'ye sebep olmaktadır.

Gömülü dişler ile ilişkili dişlerde tespit edilen EKR çalışmalar arasında farklılık göstermektedir. Simic ve ark.¹⁸ yaptıkları çalışmada, gömülü maksiller kanin dişlerin komşu dişlerde oluşturdukları EKR'yi %60.2 olarak bildirmişlerdir. Wang ve ark.¹⁵ yaptıkları çalışmada gömülü mandibular M3 dişlerin ilişkili olduğu ikinci molar dişlerdeki EKR'yi %20.17 olarak bulmuşlardır. Schroder ve ark.⁹ yaptıkları meta-analizde gömülü maksiller kanin dişlerin lateral kesici dişlerde; %8.20-%89.61 aralığında, santral kesici dişlerde; %1.19-%35.06 aralığında EKR'ye neden olduğunu raporlamışlardır. Sarıca ve ark.² ise yaptıkları çalışmada diş grubu ayırt etmeden inceledikleri gömülü

dişlerin %33.3'ünde EKR oluşturduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada, gömülü maksiller kanin ve mandibular M3 dişlerin ilişkili oldukları dişlerde EKR oluşturması %47.3 olarak bulundu. Geçmiş çalışmalarda gömülü dişler ile ilişkili dişlerde tespit edilen EKR, bu çalışmada da bulunan değeri kapsayacak şekilde, geniş bir aralıkta rapor edilmiştir. Rapor edilen EKR'deki bu dalgalanma, çalışmalarda kullanılan görüntüleme tekniğine, incelenen etnik gruba ve gözlemci farkına bağlı olabilir.

Gömülü dişler ile ilişkili olan dişlerde tespit edilen EKR ile cinsiyet ve yaş arasındaki ilişki için literatürde farklı sonuçlar bulunmuştur. Simic ve ark.¹⁸ yaptıkları çalışmada, gömülü maksiller kanin diş ile ilişkili dişlerde tespit edilen EKR sıklığının kadınlarda daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Razeghinejad ve ark.²¹ gömülü maksiller kanin dişler ile ilişkili olan lateral dişlerde tespit edilen EKR ile yaş ve cinsiyet arasında anlamlı bir ilişki bulunmadığını rapor etmişlerdir. Ma ve ark.¹³ ile Oenning ve ark.²² tarafından yapılan iki farklı çalışmada gömülü mandibular M3 dişler ile ilişkili olan

dişlerde tespit edilen EKR ile yaş ve cinsiyet arasında anlamlı bir ilişki bulunmadığını bildirmişlerdir. Mevcut çalışmada da daha önceki birçok çalışma ile uyumlu olarak, gömülü maksiller kanin ve mandibular M3 dişler ile ilişkili dişlerde tespit edilen EKR ile yaş ve cinsiyet arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki gözlenmedi.

Gömülü mandibular M3 dişlerin pozisyonu, bu dişlerin ilişkili oldukları dişlerdeki EKR gözlenme sıklığını etkileyebilmektedir.¹⁵ Geçmiş çalışmalarda, mezioangular ve horizontal pozisyonundaki gömülü mandibular M3 dişlerin, ilişkili oldukları ikinci molar dişlerdeki EKR gözlenme sıklığını etkileyen önemli bir risk faktörü olduğu bildirilmiştir.^{13,15,22,23} Bu çalışmada da EKR varlığı ve gömülü mandibular M3 diş pozisyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi. Önceki çalışmalar ile uyumlu olarak horizontal pozisyonundaki gömülü mandibular M3 dişlerin ikinci molar dişlerde anlamlı seviyede daha sık EKR'ye neden olduğu saptandı.

Gömülü dişler ile ilişkili olan dişlerde tespit edilen EKR şiddeti, çalışmalar arasında farklılık gösterebilmektedir. Simic ve ark.¹⁸ yaptıkları çalışmada, gömülü maksiller kanin diş ile ilişkili olan lateral kesici dişlerde çoğunlukla hafif seviyede EKR olduğunu bildirmişlerdir. Schroder ve ark.⁹ ise yaptıkları meta-analizde gömülü maksiller kanin dişlerin ilişkili oldukları dişlerde en fazla hafif (%43.2) ve ileri seviyede (%30.9) EKR'ye neden olduğunu rapor etmişlerdir. Mitsea ve ark.¹⁶ ile Uçar ve ark.¹⁷ tarafından yapılan iki farklı çalışmada, gömülü maksiller kanin dişlerin ilişkili oldukları lateral kesici dişlerde en fazla (sırasıyla; %35.29 ve %85.71) hafif seviyede EKR yaptığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada da önceki çalışmalarla uyumlu olarak, gömülü dişlerin, ilişkili olduğu dişlerde %52.7'sinde radyografik olarak rezorpsiyon izlenmediği, %44.6'sında radyografik olarak hafif ve orta şiddette rezorpsiyona, %2.7 şiddetli rezorpsiyon neden oldukları tespit edildi. Daha önceki çalışmalardaki sonuçların farklılık göstermesinin nedeni değerlendirmeye alınan gömülü diş tipine, radyolojik görüntüleme yöntemine veya gözlemci farkına bağlı olabilir.

Gömülü dişler ile ilişkili olan dişlerde tespit edilen EKR lokalizasyonu gömülü kalan diş tipine (maksiller kanin/mandibular M3) göre değişebilmektedir. Schroder ve ark.⁹ gömülü dişler ile ilişkili olan dişlerdeki EKR lokalizasyonunun en sık dişin apikal üçte birlik (%56.87) kısmında lokalize olduğunu bildirmişlerdir. Aynı şekilde, Mitsea ve ark.¹⁶ gömülü dişler ile ilişkili dişlerde EKR lokalizasyonunun en sık kökün apikal üçlü bölgesinde (%30.55) tespit edildiğini bildirmişlerdir. Ma ve ark.¹³ gömülü mandibular M3 diş ile ilişkili mandibular ikinci molar dişlerde tespit edilen EKR lokalizasyonunun sırasıyla, orta (%56.4), apikal (%44.8) ve servikal (%34.7) üçlüde olduğunu raporlamışlardır. Li ve ark.³ gömülü mandibular M3 dişler ile ilişkili mandibular ikinci molar dişlerdeki EKR'yi en sık servikal üçlü lokalizasyonunda tespit etmişlerdir. Oenning ve ark.²² gömülü dişler mandibular M3 dişler

ile ilişkili olan dişlerdeki EKR'yi en sık servikal ve orta üçlü lokalizasyonunda, Simic ve ark.¹⁸ ise apikal üçlü lokalizasyonunda olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada ise, genel olarak bakıldığında, gömülü dişler ile ilişkili dişlerin en sık orta üçlü lokalizasyonunda (%38) EKR olduğu saptandı. Gömülü diş tipi göz önüne alındığında gömülü maksiller kanin dişlerin ilişkili olduğu diş lokalizasyonunun en fazla apikal üçlüde (%44.4) olduğu, buna karşın mandibular M3 dişlerin ise en fazla servikal üçlüde (%45.7) lokalize EKR'ye neden olduğu gözlenmekteydi. Bu açıdan, gömülü diş tipi ve EKR lokalizasyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardı. Bu durum, önceki çalışmalar ile uyumlu ve gömülü diş tipinin EKR lokalizasyonunu etkilediğini göstermektedir. Popülasyonda, periyodik olarak değişen etnik yapı, beslenme tipi ve fiziksel alışkanlıkların yanında çevresel koşullara paralel olarak bireylerde morfolojik değişikliklere sebep olabildiği için, gömülü dişler ve ilişkili dişlerdeki EKR olgusunun belirli zaman aralıkları ile incelenmesi gerekmektedir.

Bu çalışmanın bazı limitasyonları vardı. İleride yapılacak çalışmalarda vaka sayısı artırılarak daha hassas sonuçlara ulaşılabilir. Diğer bir limitasyon ise, EKR şiddeti sınıflamasında özellikle apikal lokalizasyonda Sınıf 2 ve Sınıf 3'ün ayrımını yapmak zordu. Bunun nedenin kullanılan voksel boyutu (0.4 mm³) olabileceği düşünüldü. Bu zorluk Sınıf 2 ve Sınıf 3'ün birlikte değerlendirilmesi ile aşıldı.

SONUÇ

Bu retrospektif çalışma sonucunda, gömülü maksiller kanin ve mandibular M3 dişlerin ilişkili olduğu dişlerdeki EKR görülme sıklığı %47.3 idi. Horizontal pozisyonundaki gömülü mandibular M3 dişlerin, diğer pozisyonundaki gömülü maksiller kanin dişlerine göre, ilişkili oldukları dişlerde anlamlı seviyede daha fazla EKR'ye neden olduğu saptandı. Maksiller kanin dişlerin neden olduğu EKR, en sık apikal üçlüde gözlenirken, bu durum mandibular M3 dişler için servikal üçlüde idi. Gömülü dişler, ilişkili olduğu komşu dişlerde EKR gibi ciddi bir patolojiye neden olabilecekleri için, periodik olarak radyolojik inceleme ile yakından takip edilmeleri gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Padhye MN, Dabir AV, Girotra CS, Pandhi VH. Pattern of mandibular third molar impaction in the Indian population: a retrospective clinico-radiographic survey. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013;116:e161-6.
2. Sarica I, Derindag G, Kurtuldu E, Naralan ME, Caglayan F. A retrospective study: Do all impacted teeth cause pathology? *Niger J Clin Pract* 2019;22:527-33.
3. Li D, Tao Y, Cui M, Zhang W, Zhang X, Hu X. External root resorption in maxillary and mandibular second molars associated with impacted third molars: a cone-beam computed tomographic study. *Clin Oral Investig* 2019;23:4195-203.
4. Jung YH, Liang H, Benson BW, Flint DJ, Cho BH. The assessment of impacted maxillary canine position with panoramic radiography and cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:356-60.
5. Pan CY, Tseng YC, Lan TH, Chang HP. Craniofacial features of cleidocranial dysplasia. *J Dent Sci* 2017;12:313-8.

6. Arvind TRP, Jain RK, Nagi R, Tiwari A. Evaluation of alveolar bone microstructure around impacted maxillary canines using fractal analysis in dravidian population: A retrospective CBCT study. *J Contemp Dent Pract* 2022;23:593-600.
7. Alberto PL. Surgical exposure of impacted teeth. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2020;32:561-70.
8. Kaczor-Urbanowicz K, Zadurska M, Czochrowska E. Impacted teeth: An interdisciplinary perspective. *Adv Clin Exp Med* 2016;25:575-85.
9. Schroder AGD, Guariza-Filho O, de Araujo CM, Ruellas AC, Tanaka OM, Porporatti AL. To what extent are impacted canines associated with root resorption of the adjacent tooth?: A systematic review with meta-analysis. *J Am Dent Assoc* 2018;149:765-77.e8.
10. Ericson S, Kurol J. Incisor root resorptions due to ectopic maxillary canines imaged by computerized tomography: a comparative study in extracted teeth. *Angle Orthod* 2000;70:276-83.
11. Choi J. Risk factors for external root resorption of maxillary second molars associated with third molars. *Imaging Sci Dent* 2022;52:289-94.
12. Baena-de la Iglesia T, Yañez-Vico RM, Iglesias-Linares A. Diagnostic performance of Cone-Beam Computed Tomography To Diagnose *In Vivo/In Vitro* Root Resorption: A Systematic Review And Meta-Analysis. *J Evid Based Dent Pract* 2023;23:101803.
13. Ma Y, Mu D, Li X. Risk factors for root resorption of second molars with impacted third molars: a meta-analysis of CBCT studies. *Acta Odontol Scand* 2023;81:18-28.
14. Moreira-Souza L, Butini Oliveira L, Gaêta-Araujo H, Almeida-Marques M, Asprino L, Oenning AC. Comparison of CBCT and panoramic radiography for the assessment of bone loss and root resorption on the second molar associated with third molar impaction: a systematic review. *Dentomaxillofac Radiol* 2022;51:20210217.
15. Wang D, He X, Wang Y, Li Z, Zhu Y, Sun C, *et al.* External root resorption of the second molar associated with mesially and horizontally impacted mandibular third molar: evidence from cone beam computed tomography. *Clin Oral Investig* 2017;21:1335-42.
16. Mitsea A, Palikaraki G, Karamesinis K, Vastardis H, Gizani S, Sifakakis I. Evaluation of lateral incisor resorption caused by impacted maxillary canines based on CBCT: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Children (Basel)* 2022;9.
17. Ucar FI, Celebi AA, Tan E, Topcuoğlu T, Sekerci AE. Effects of impacted maxillary canines on root resorption of lateral incisors : A cone beam computed tomography study. *J Orofac Orthop* 2017;78:233-40.
18. Simić S, Nikolić P, Stanišić Zindović J, Jovanović R, Stošović Kalezić I, Djordjević A, *et al.* Root resorptions on adjacent teeth associated with impacted maxillary canines. *Diagnostics (Basel)* 2022;12.
19. Türker M, & Yüçetaş, Ş. Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi. Atlas Kitapçılık 1997.
20. Koo TK, Li MY. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chiropr Med* 2016;15:155-63.
21. Razeghinejad MH, Bardal R, Shahi S, Mortezaipoor E, Mostafavi M. Volumetric evaluation of maxillary lateral incisor root resorption due to positional variations of impacted canine. *Int J Dent* 2022;2022:2626222.
22. Oenning AC, Freire AR, Rossi AC, Prado FB, Caria PHF, Correr-Sobrinho L, *et al.* Resorptive potential of impacted mandibular third molars: 3D simulation by finite element analysis. *Clin Oral Investig* 2018;22:3195-203.

23. Tassoker M. What Are the risk factors for external root resorption of second molars associated with impacted third molars? A Cone-Beam Computed Tomography Study. *J Oral Maxillofac Surg* 2019;77:11-7.

Retrospective evaluation of external root resorption in the associated teeth of impacted maxillary canine and mandibular third molars using Cone Beam Computed Tomography

ABSTRACT

OBJECTIVE: To retrospectively evaluate the external root resorption (ERR) of impacted maxillary canine and mandibular third molar (M3) teeth on Cone Beam Computed Tomography (CBCT) images.

MATERIALS AND METHOD: The study included 407 patients aged 18-47 with impacted maxillary canine and mandibular M3 teeth. Age, gender, type, location, and position of the impacted tooth and the presence/absence and severity of the ERR were recorded. ERR was categorized into four classes: no resorption, mild, moderate, and severe resorption. The localization of ERR was expressed as cervical, middle, apical third of the root and as more than 1/3.

RESULTS: In this study, a total of 480 impacted maxillary canines and mandibular M3 teeth were examined in 407 patients. 45% were impacted maxillary canines, and 55% were mandibular M3 teeth. ERR was detected in 47.3% of the patients in the teeth associated with the impacted teeth. There was no significant difference between the presence of ERR and gender ($p=0.071$, $p>0.05$), age range ($p=0.784$, $p>0.05$), type of impacted tooth ($p=0.591$, $p>0.05$), localization ($p=0.383$, $p>0.05$) and position ($p=0.144$, $p>0.05$) groups of impacted maxillary canine teeth ($p=0.041$, $p<0.05$). It was observed that mandibular M3 teeth in the horizontal position caused more ERR ($p<0.05$). It was determined that most impacted teeth caused Class 1 severity ($p=0.047$, $p<0.05$) ERR localized at the middle of the root ($p<0.001$).

CONCLUSION: The incidence of ERR in the teeth associated with impacted maxillary canine and mandibular M3 teeth was 47.3%. It was determined that impacted mandibular M3 teeth in the horizontal position caused more ERR in the adjacent teeth.

KEYWORDS: Cone beam computed tomography; impacted teeth; root resorption

Original research article

The stress distribution of implants made of Polyaryletherketones: A 3D Finite Element Analysis

Ahmet Serkan Küçükekenci ^{1,*}Mehmet Sami Güler ², Muhammed Latif Bekci ³

¹Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Ordu University, Ordu, Turkey ²Department of Machinery Metal Technologies, Vocational School of Technical Sciences, Ordu University, Ordu, Turkey, ³Department of Motor Vehicles and Transportation Technologies, Vocational School of Technical Sciences, Ordu University, Ordu, Turkey.

ABSTRACT

OBJECTIVE: To explore the stress distribution on the bone-implant structures caused by the Polyetheretherketone (PEEK), Polyetherketoneketone (PEKK), and titanium fixture/abutments by using the three-dimensional (3D) finite element analysis (FEA).

MATERIALS AND METHODS: Six models composed of titanium, PEEK, and PEKK implant/abutments under vertical (250 N) and 45° oblique (100 N) loading were studied. The obtained principal and von Mises stress values from the models were evaluated.

RESULTS: von Mises stresses were found to be highest in titanium implants and abutments under vertical and oblique loads. Extremely increased stress values were observed in the screws of the Polyaryletherketone (PAEK) models compared to titanium models. Lower principal stresses were observed in titanium models than in PAEK models in the cancellous and cortical bone under vertical and oblique loads.

CONCLUSION: PAEKs transmitted more stress to the peri-implant bone. Stress distribution in titanium models was more homogenous while stress concentrated in the bone adjacent to the coronal part of the implants and neck of the implants in PAEKs.

KEYWORDS: Dental implants; dental stress analysis; elastic modulus, polymers.

CITATION: Küçükekenci AS, Güler MS, Bekci ML. The stress distribution of implants made of Polyaryletherketones: A 3D Finite Element Analysis. *Acta Odontol Turc* 2025;42(2):65-74

EDITOR: Duygu Karakış, Gazi University, Ankara, Turkey

COPYRIGHT: © 2025 Küçükekenci *et al.* This work is licensed under a [Creative Commons Attribution License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/). Unrestricted use, distribution and reproduction in any medium is permitted provided the original author and source are credited.

FUNDING: None declared.

CONFLICT OF INTEREST: The authors declare no conflict of interest related to this study.

[Abstract in Turkish is at the end of the manuscript]

INTRODUCTION

With the developments in the biomedical era rehabilitation of tooth loss with implant-supported restorations (ISR) has become a predictable treatment option with high clinical success and patient satisfaction.¹⁻³ The long-term success of ISR is closely associated with the manner of stress dissipation at the bone-implant interface since, due to a lack of periodontal ligament, the occlusal loads are directly transferred by the implant to the bone.⁴ Besides, a certain amount of stress is required to maintain a healthy bone-implant interface; if the loads transferred to the bone remain below the level to induce remodelling or exceed its carrying capacity, it may lead to failure of the implant. Thus, the provision of adequate stress dissipation is crucial for the long term survival of ISRs.^{5,6}

Stress dissipation in ISR is strictly associated with the characteristics and mechanical behaviours of the implant and the restorative materials.⁵ Currently, titanium is still the gold standard and the most widely preferred material in dental implantology due to its biocompatibility and osseointegration capacity.³ However, the elasticity modulus of titanium which is higher than that of the bone poses a challenge. This mismatch between the elasticity modulus of titanium and bone is considered to generate high stress at the bone-implant interface in function and lead to resorption in the peri-implant bone because of stress shielding.^{7,8} Also, titanium has drawbacks like plaque accumulation affinity, leading to corrosion, scattering during radiographic imaging, causing allergic or local tissue reactions, and having non-aesthetical color.^{7,9} To overcome the shortcomings of titanium, zirconia-

Received: January 16, 2024; Accepted: July 4, 2024

*Corresponding author: Ahmet Serkan Küçükekenci, Ordu University, Faculty of Dentistry, Ordu, Turkey

E-mail: serkankucukekenci@gmail.com

ceramic was proposed for dental implant applications as a metal-free alternative. Zirconia has favourable biocompatibility along with lower plaque accumulation and has enough strength against masticatory loads. Although the osseointegration capacity and survival of zirconia are similar to titanium, disadvantages of zirconia are high elasticity modulus, brittleness aging, and implant-degradation.^{3,8,10}

Polyaryletherketones (PAEKs) have become an area of interest in the field of implantology as a response to the growing need for new materials that have mechanical characteristics similar to that of bone. PAEKs are thermoplastic polymers, that have been increasingly used in orthopedics, traumatology, spinal, neurosurgical, cardiovascular, and craniofacial surgical procedures due to their biocompatibility, excellent mechanical strength, and radiolucency since the 1990s.^{8,11,12} One of the representatives of this family, Polyetheretherketone (PEEK) is a high-performance thermoplastic polymer that has taken the place of metallic implant components in the fields of traumatology and orthopedics since 1998.¹³ PEEK has been popular in dentistry with its several advantages, including having an elastic modulus (3.6 GPa) closer to that of bone that can be modified by reinforcing it with carbon fibers to achieve a modulus of 18 GPa similar to that of cortical bone, esthetic appearance, having low plaque affinity, physical and chemical stability, and corrosion resistance.^{7,12,14} PEEK has been used in dental applications more commonly as an alternative material in healing abutments and prosthetic dental components.^{9,15} Polyetherketoneketone (PEKK Cendres + Métaux SA, Biel / Bienne, Switzerland) is another member of the PAEK family which was introduced more recently as an improved material having more ketone groups than PEEK. It was reported revealing higher strength and thermal stability, better fatigue, the versatility of surface modification, and higher structural variation than PEEK.^{11,16,17} In the dental field PEKK has been used in the manufacturing of frameworks.^{15,17}

Mechanical and physical characteristics of implant material have an important role in stress distribution. It is considered that materials with stiffness closer to the bone might lead to better stress distribution and also, may reduce the stress shielding effect.^{5,8} Thus, PEEK and PEKK seem to be valid alternatives to titanium in dental implant applications. Good osseointegration properties are essential for the long-term stability of an orthopedic/dental implant planned to be used.¹⁸ However, it has been reported in some previous studies that fibrous encapsulation may form at the interface between PAEK implants and bone, which may lead to clinical instability under load-bearing conditions.^{19,20} Some *in vitro* and *in vivo* animal studies have been reported in which the osseointegration property of PEEK was improved by using methods such as composites containing bioactive fillers (hydroxyapatite, beta-tricalcium phosphate, and bioactive glasses),

surface modification by physical or chemical methods (plasma-sprayed titanium coating, oxygen plasma and sandblasting), and scaffolds consisting of three-dimensional porous structures.^{11,21-24}

Finite element analysis (FEA) has been used in dentistry to simulate different anatomical structures and clinical conditions through a mathematical model without the risk and expense for many years. It can widely be used to evaluate the effects of masticatory forces on dental implants and jaw bones. Different stress analyses are conducted for ductile and brittle materials. The von Mises stress analysis is used for ductile materials, while the maximum and minimum principal stress analyses are used for brittle materials. The von Mises stress is commonly used as a stress metric. Maximum principal stress defines the maximum tensile stress, and minimum principal stress defines the maximum compressive stress.^{4,25}

To the best of our knowledge, there is no study evaluating the biomechanically PEKK as an implant material. Also, in the literature evidence is scarce in terms of the usage of the PEEK as an alternative material in dental implantology. Therefore, this study aims to explore the stress distribution on the adjacent bone tissue and implant structures caused by the PEEK, PEKK, and titanium fixture/abutments by using the three-dimensional (3D) finite element analysis (FEA). The null hypothesis of the present study was that the implant material being PEEK, PEKK or titanium would not affect the stress distribution on the adjacent bone tissue and implant structures.

MATERIALS AND METHODS

FEA models

In this study six models were constructed:

Model 1A: Titanium implant with titanium abutment and connecting screw, and vertical load

Model 1B: Titanium implant with titanium abutment and connecting screw, and 45° oblique load

Model 2A: PEEK implant with PEEK abutment and titanium connecting screw, and vertical load

Model 2B: PEEK implant with PEEK abutment and titanium connecting screw, and 45° oblique load

Model 3A: PEKK implant with PEKK abutment and titanium connecting screw, and vertical load

Model 3B: PEKK implant with PEKK abutment and titanium connecting screw, and 45° oblique load

Vita Enamic (VITA Zahnfabrik Bad Sackingen, Germany) was used as a crown material in all models.

Solid models

A maxillary bone model obtained by cone-beam tomography (KaVo OP 3D Vision, Imaging Sciences International LLC, USA) was used in this study. Modeling of the maxillary bone with a 1 mm cortical



Figure 1. 3D modeling of maxillary cortical and trabecular bones, implant, abutment, screw, and crown.

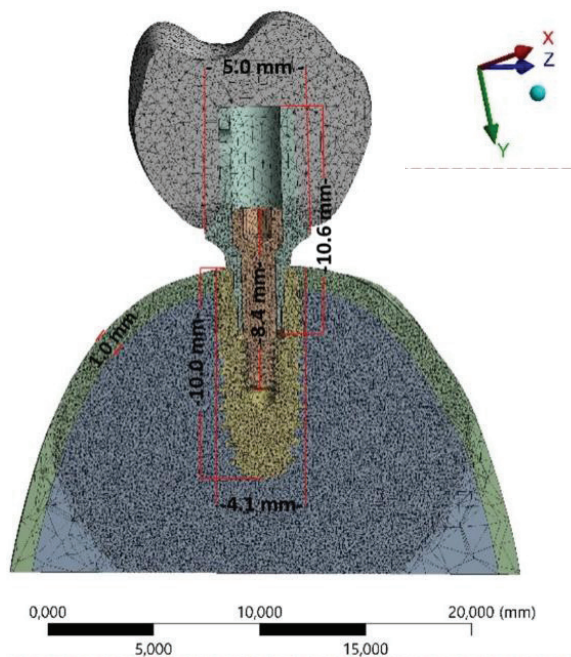


Figure 2. 3D mesh of the complete model with elements and nodes showing the dimensions of the implant, abutment, screw, and cortical bone.

and backward trabecular bone was performed in 3D modelling software (SolidWorks 15, SolidWorks Corporation, Waltham, MA, USA). The 3D models of a 4.1-10 mm bone-level implant (T6 4110), a standard straight abutment (T6 SD045), and a connection screw (T6 16000) were supplied from the NucleOSS (Nucleoss, Izmir, Türkiye). For the modeling of the crown the sizes and images of the upper first molar tooth were taken from Wheeler's Dental Anatomy Atlas.²⁶ With the same software, for the simulation of *in vivo* conditions the ISRs were placed in the right first molar region of the maxilla (Fig. 1).

FEA

The model was exported to ANSYS 13 Workbench software (Swanson ANSYS Inc, Houston, PA, USA). Three-dimensional meshes were obtained by using ten-node tetrahedral elements for all solid models (Fig. 2). The FE model consists of 4994287 nodes and 3646665 elements. To simulate 100% osseointegration the implants were simulated as rigidly attached to the bone. FE analyses were conducted on a desktop with Intel Core i7-4790 eight-core processor and 16 GB RAM. Each analysis took approximately 45 minutes of CPU time.

Properties of the materials

In the present study, all models were treated to be homogeneous, isotropic, and linear elastic and considered to be in continuous contact with each other. An identical and 100 % bone-implant contact was assumed for all models studied. The implant-bone interface is assumed identical for all models. The properties of materials were obtained from the previous studies and the manufacturers (Table 1). Models are restricted without movement in the x, y, and z axes.

Loading conditions

The applied forces were static. At vertical load condition, 250 N force applied to five surfaces. At oblique load condition (45°), 100 N force was applied to two surfaces (50 N per surface) (Fig. 3).^{27,28}

Table 1. Material properties used in the FEA

Geometry	Young Modulus [GPa]	Poisson Ratio
Cortical bone	13.7 ⁴⁰	0.3 ⁴⁰
Cancellous bone	1.37 ⁴⁰	0.3 ⁴⁰
Crown (Vita Enamic)	30 ⁴	0.23 ⁴¹
Abutment and Implant (PEEK)	5.1 [*]	0.36 ^{2*}
Abutment and Implant (PEKK)	5.1 [*]	0.4 [*]
Abutment and Implant (Titanium)	110 ⁴⁰	0.35 ⁴⁰
Screw (Titanium)	110 ⁴⁰	0.35 ⁴⁰

*: Values obtained from manufacturer

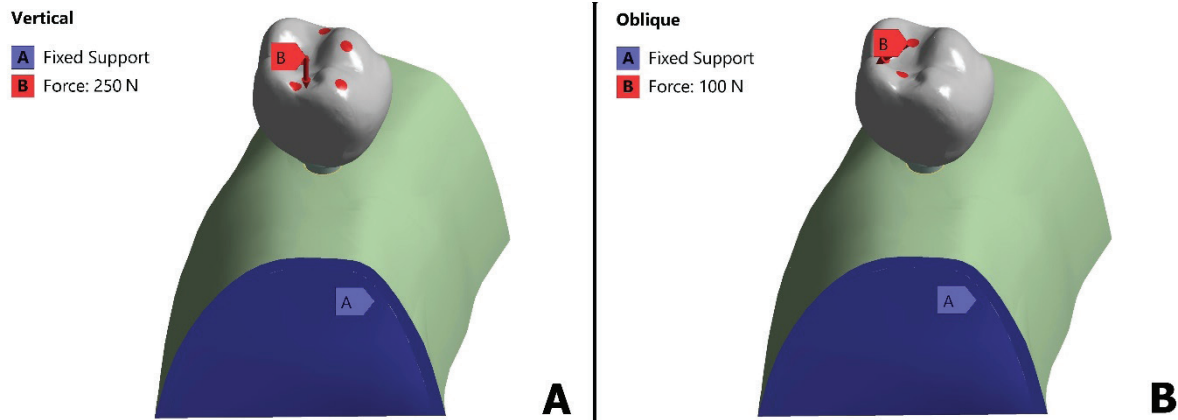


Figure 3. Boundary conditions and application of load. A, 250 N load in the vertical direction (arrow). B, 100 N load in oblique (45°) direction (arrow).

RESULTS

Von Mises stress in implants, abutments, and screws

Von Mises stresses were found to be highest in titanium implant (135.69 MPa; 400.1 MPa) while lower and similar stress values were observed in PEEK (86.90 MPa; 270.48 MPa) and PEKK (87.38 MPa; 268.15 MPa) implants under vertical and oblique loads, respectively. Although stress was more homogeneously distributed in titanium implants under both vertical and oblique forces, the highest stress value was observed in the neck region of the implant model compared to PAEKs (Fig. 4, Table 2).

Regarding abutments, stress concentration was observed in the implant-abutment connection area of the abutments in all models. Abutments in the titanium implant models (172.96 MPa; 523.46 MPa) showed the highest von Mises stress compared to the PAEK models (PEEK:99.71 MPa; 256.55 MPa/ PEKK:95.96 MPa; 252.45 MPa) under vertical and oblique loads (Fig. 4, Table 2).

In terms of the titanium screws in all models, the highest von Mises stress was observed in the PEEK model under vertical and oblique loads (411.13 MPa; 1290 MPa). Similar values were also found in the PEKK model under vertical and oblique loads (402.12 MPa; 1259.5 MPa). Screws in the titanium model exhibit the lowest von Mises stress values (73.65 MPa; 165.6 MPa) under vertical and oblique loads, respectively. A dramatically increased stress value was observed under the oblique loading in the screws of the PAEK models compared to titanium (Fig. 4, Table 2).

Principal stress in the bone

Cortical bone

Similar maximum principal stress values were observed in all models under vertical loading in titanium (42.97 MPa), PEEK (42.66 MPa), and PEKK (43.17 MPa) models. Similar minimum principal stress values under vertical loads were observed in PEEK (-52.68 MPa) and PEKK (-52.38 MPa) models. Also, the lowest

minimum principal stress value under vertical loads was observed in the titanium model (-30.28 MPa). In all models, stress is concentrated in the cortical bone adjacent to the implant neck under vertical load (Fig. 5, Table 2).

In oblique loading, titanium models showed lower maximum (54.18 MPa) and minimum (48.45 MPa) principal stresses compared to the PEKK (144.14 MPa; -176.36 MPa) and PEEK (141.6 MPa; -177.57 MPa) models. Stress concentration was observed more dominantly in the cortical bone around the implant neck in PEEK and PEKK models. In the titanium model more homogenous stress distribution was observed in cortical bone (Fig. 5, Table 2).

Cancellous bone

In cancellous bone, lower stress values compared to the cortical bone were observed in all models. Similar principal stress values under vertical load were observed in PEEK (21.93MPa; -5.92 MPa) and PEKK (22.45 MPa; -5.94 MPa) models. Lower maximum and similar minimum principal stress values under vertical load were observed in the titanium model under vertical load (10.66MPa; -6.53 MPa). Higher minimum principal stress concentration was observed in the apical region of the implant in the titanium model while seen around the neck of the implant in PAEK models. The maximum principal stress distribution was observed more homogenous in the titanium model for cancellous bone compared to PAEK models (Fig. 6, Table 2).

Under oblique loading, PEEK (23.69MPa; -16.45 MPa) and PEKK (24.90 MPa; -17.26 MPa) models showed similar principal stress values. The titanium model exhibited the lowest principal stress values (9.57MPa; -5.70 MPa). More homogenous stress distribution was observed in the titanium model while in PEEK and PEKK models maximum and minimum principal stress concentrated in the bone adjacent to the neck region of the implants (Fig. 6, Table 2).

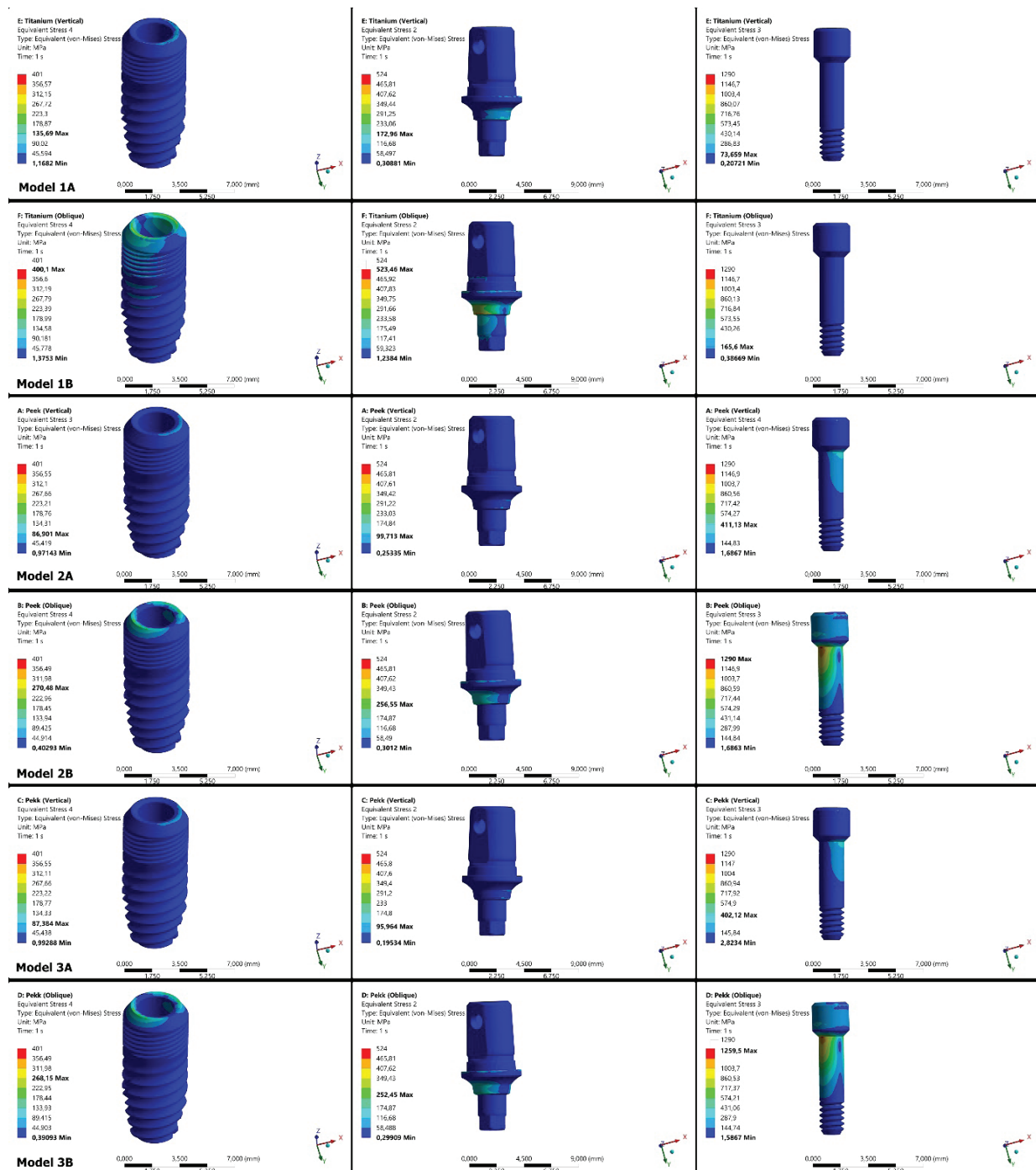


Figure 4. von Mises stress values in study models.

Table 2. FEA results in terms of critical stress values

Geometry	Stress [MPa]	Titanium		PEEK		PEKK	
		Model 1A	Model 1B	Model 2A	Model 2B	Model 3A	Model 3B
		Vertical	Oblique	Vertical	Oblique	Vertical	Oblique
Cortical bone	Max. Principal	42.975	54.189	42.664	141.6	43.178	144.14
	Min. Principal	-30.284	-48.455	-52.682	-177.57	-52.385	-176.36
Cancellous bone	Max. Principal	10.665	9.5798	21.933	23.696	22.455	24.909
	Min. Principal	-6.5392	-5.7039	-5.9292	-16.452	-5.9449	-17.262
Abutment	Max. von Mises	172.96	523.46	99.713	256.55	95.964	252.45
Screw	Max. von Mises	73.659	165.6	411.13	1290	402.12	1259.5
Implant	Max. von Mises	135.69	400.1	86.901	270.48	87.384	268.15

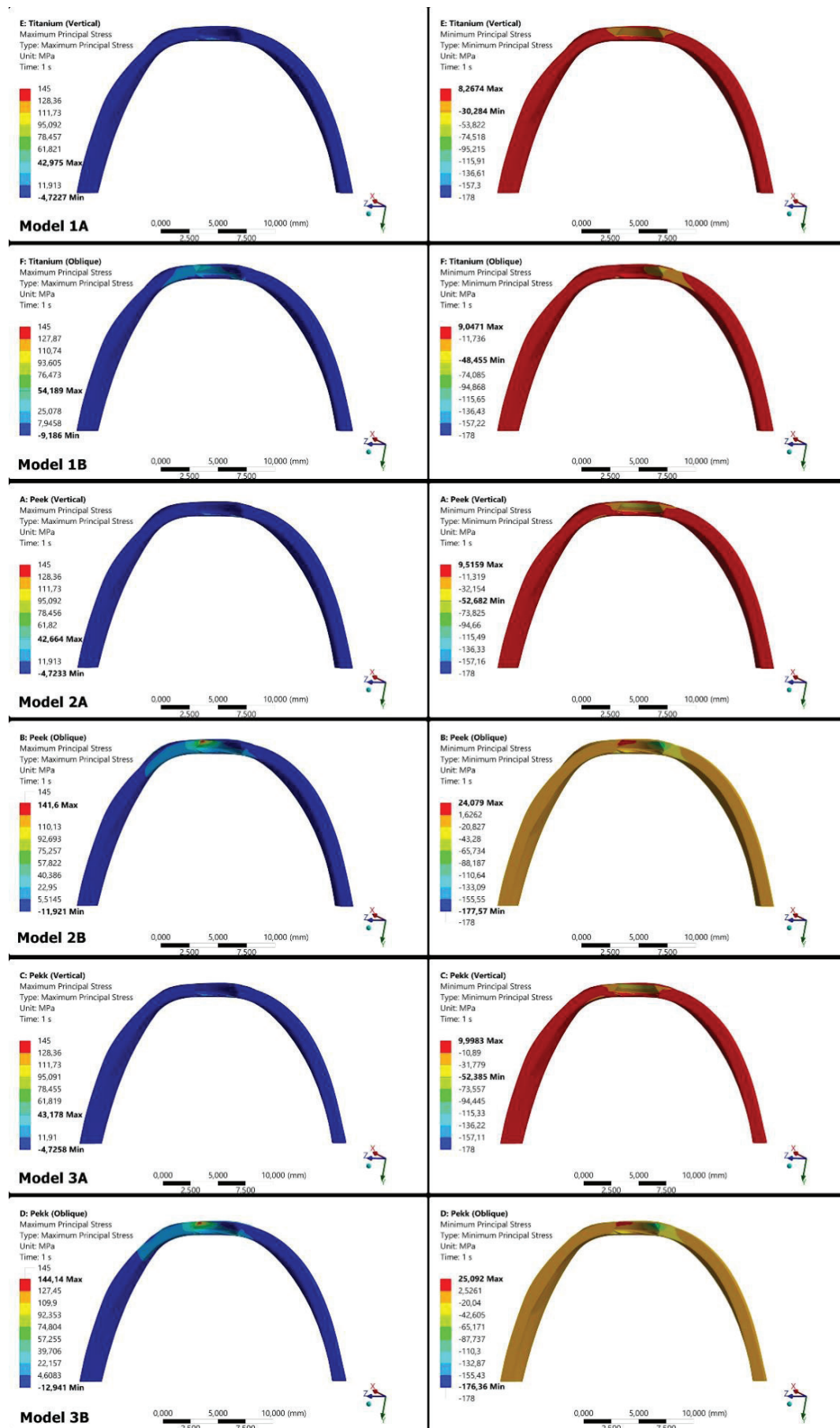


Figure 5. Maximum and Minimum principal stress values in the cortical bone under vertical and oblique loading regarding study models.

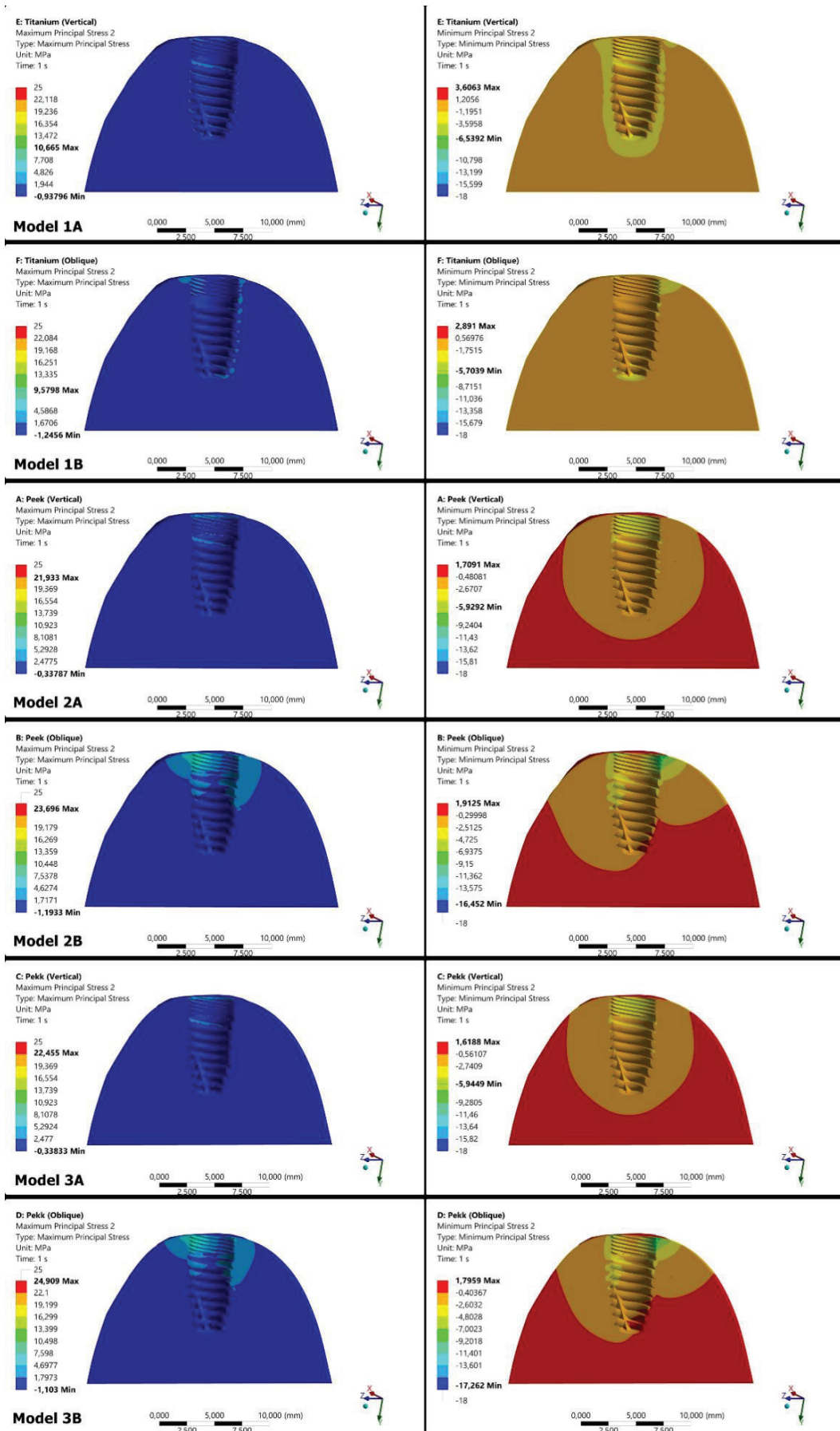


Figure 6. Maximum and Minimum principal stress values in cancellous bone under vertical and oblique loading regarding study models.

DISCUSSION

The usage of PAEK polymers with an elasticity modulus closer to the bone is nowadays popular in implantology with an expectation of creating better stress distribution and prevention of stress shielding effect caused by stiffer materials like titanium. The promising reports in orthopedics, spinal applications, and traumatology^{13,29,30}, give rise to the idea of using these materials in dental implantology, and the current paradigm favors the materials with lower Young's modulus.⁶ However, the evidence is still not enough for a generalized conclusion since the occurrence of stress shielding in dental implantology and the applicability of this concept in jawbones lack a clear reference.^{6,31} Limited number of studies explored stress distribution caused by these materials in dental implantology.^{3,5,6,12,32}

This study aimed to determine the effect of replacing titanium with PAEKs as an implant/abutment material on stress distribution. To accomplish this goal, we used FEA, which is an effective way to explore mechanical behavior and the feasibility of the materials. By creating simpler geometries from a complex geometry with known boundary conditions, stress distribution on dental implants, surrounding bone, and restorative elements during function can be predicted by FEA.^{4,5} Due to the complex structure of ISR and, the complicated relation between the components, a great number of elements are needed to simulate the load transfer accurately.⁵ A model with 3 646 665 elements was used for the simulations in this study. Bite forces are widely variable among people.^{12,33} Thus, representing real clinical condition *in vitro* is certainly difficult.³² Different bite forces with different angulations applied in previous studies.^{5,12,25,32,34,35} To simulate the real function we applied 250 N vertical and 100N (45°) oblique static loads on the maxillary first molar tooth's occlusal surface.^{27,28}

According to results of the present study, the null hypothesis was rejected. Both vertical and oblique loading higher von Mises stress was observed on implant and abutment in the titanium models. Lower and similar stress values were observed in PEEK and PEKK models. In all models, abutments exhibit more stress values when compared to the implants except abutments of PEEK and PEEK models in oblique loading. Bataineh and Al Janaideh⁵ found higher von Mises values in the titanium fixture/abutment model than the Carbon-fiber-reinforced polyetheretherketone (CFR-PEEK) model within both models' abutments show higher stress values than implants under oblique loading. Sarot *et al.*³² however, found higher von Mises values in CFR-PEEK fixture and lower values seen in CFR-PEEK abutment compared to the titanium fixture/abutment model under vertical and oblique loads. They observed a more homogeneously distributed stress in the titanium model. In the study of Schiwalla *et al.*¹² while similar von Mises stresses were observed in Titanium and CFR-PEEK fixture/abutment models,

PEEK caused higher von Mises stress against 100N (vertical and oblique) loading. The authors think that a possible explanation of this result is the underestimation of the viscous damping effect of the PEEK which results in stress relaxation, because of the simplification of the FEA by assuming the materials to be linearly elastic and isotropic.

Although better stress distribution is expected in models with lower elasticity modulus, in some previous studies, it is reported that the occlusal loads lead tendency to higher stress in the implant neck of both titanium, PEEK, and CFR-PEEK models.^{5,12} Similar to these studies, in the present study, higher stress concentration in the implant neck was both observed in titanium, PEEK, and PEKK models. Sarot *et al.*³² found higher load concentration limited area of the neck in the CFR-PEEK model, while a more homogenous distribution was observed by the authors in titanium models. The authors attributed this result to the fact that despite the orthopedic applications, implant and bone have a rigid bond that leads to inherent deformation in CFR-PEEK, which causes a concentration of more stress in the implant neck. In this study, although more homogeneous stress distribution was observed in titanium implants under both vertical and oblique forces, the stress value in the neck region of the implant was higher compared to PAEKs.

Regarding the prosthetic screw, Tretto *et al.*³ reported that the ideal adaptation of the abutment and implant leads to lower stress in the screw making the material of the abutment is not relevant. However, in this study, higher stress values were also found in screws of PEEK and PEKK models, which concentrated at the neck region compared to the titanium model. This difference in the results may be caused by the difference between the designs and the implant-abutment connection type between the studies. Also, maybe originated from that in PEEK and PEKK models the stiffer material is the prosthetic screw and it absorbs most of the stress generated.

Because of the increased deformation tendency of the materials to have a lower modulus of elasticity under loads higher stress was transmitted to the adjacent peri-implant bone.³ In the study of Lee *et al.*⁸ higher stress values were found in the peri-implant bone adjacent to the material with lower elasticity (PEEK) while lower stress was observed in stiffer materials (zirconia and titanium) against vertical and horizontal loading. According to these researchers' PEEK implants or PEEK coating may reduce the stress shielding effect. Korabi *et al.*⁶ in their study conducted with the failure envelope concept claimed the opposite and refused the paradigm favoring materials with lower elasticity modulus. In some studies, stress distribution in peri-implant bone was found similar in titanium and CFR-PEEK while lower than in pure PEEK.^{5,12} Regarding stress in peri-implant bone in this study similar values were observed in all models for cortical bone in vertical

loading. However, in oblique loading PEEK and PEKK exhibit, higher stress values concentrated in the upper bone-implant interface of cortical bone compared to the titanium. Cancellous bone exhibits lower stress than cortical bone in all models. Observed stress values in peri-implant bone may differ among the studies regarding the assumption that the bone isotropic or anisotropic. As an anisotropic material, the physical properties of bone are affected by the direction.³⁶ In the present study, the bone was assumed to be isotropic, linear elastic, homogeneous, and also 100 % osseointegration assumed. These do not demonstrate real clinical conditions. However, it is reported that the results of 100 % osseointegration and nonlinear contacts between bone-implants are similar.³⁷

The transfer of the forces to the implants and the surrounding bone is direction dependent. A non-axial load that generates bending moment and leads to higher stress is more harmful while axial loads are well-tolerated.⁵ In terms of the off axis loading in concordance with the literature higher stress values in bone and implant structures were observed in all models of this study.

In this study, the vertical loads applied at and near the center of the tooth were divided between the buccal and palatal cusps, and the oblique loads were applied directly to the buccal ridge, so the vertical and oblique load intensities were not equal. Increased stress levels in peripheral bone and prosthetic components have also been reported with oblique loading. For long-term survival, occlusal interference must be eliminated, and optimal occlusal harmony for centric and eccentric movements must be ensured.^{4,38,39}

This study has some limitations that should be considered when interpreting the results. Since this is an FEA study it only provides a mechanical review and could not demonstrate real clinical conditions and forces during chewing, since the patient may have different bite forces and frequency of chewing when the implant is under use. On other hand, the material properties were assumed to be homogeneous, isotropic, and linearly elastic, but that may not necessarily reflect the practical case.

CONCLUSION

PAEKs transmit higher forces to the peri-implant bone while exhibiting lower stress in implant and abutment compared to titanium, especially in oblique loading. Stress distribution in titanium models was more homogenous, however, stress concentration in the bone adjacent to the coronal part of the implant and neck of the implants were observed in PAEKs. In all conditions, PAEK models showed similar behavior against loads. It is required to determine the occurrence of stress shielding in dental implantology and the applicability of this concept in jawbones to determine the advantages and real feasibility of PAEKs in dental implantology.

ACKNOWLEDGEMENT

This study was presented as an e-poster at the 30th Annual European Association of Osseointegration Congress 2023, Berlin, Germany.

REFERENCES

1. Wang Y, Baumer D, Ozga AK, Korner G, Baumer A. Patient satisfaction and oral health-related quality of life 10 years after implant placement. *BMC Oral Health* 2021;21:30.
2. Neumann EA, Villar CC, Franca FM. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res* 2014;28: S1806.
3. Tretto PHW, Dos Santos MBF, Spazzin AO, Pereira GKR, Bacchi A. Assessment of stress/strain in dental implants and abutments of alternative materials compared to conventional titanium alloy-3D non-linear finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2020;23:372-83.
4. Kaleli N, Sarac D, Kulunk S, Ozturk O. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 2018;119:437-45.
5. Bataineh K, Al Janaideh M. Effect of different biocompatible implant materials on the mechanical stability of dental implants under excessive oblique load. *Clin Implant Dent Relat Res* 2019;21:1206-17.
6. Korabi R, Shemtov-Yona K, Rittel D. On stress/strain shielding and the material stiffness paradigm for dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19:935-43.
7. AlOtaibi N, Naudi K, Conway D, Ayoub A. The current state of PEEK implant osseointegration and future perspectives: a systematic review. *Eur Cell Mater* 2020; 40:1-20.
8. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2012;100:1044-52.
9. Knaus J, Schaffarczyk D, Colfen H. On the Future Design of Bio-Inspired Polyetheretherketone Dental Implants. *Macromol Biosci* 2020;20:1900239.
10. Zhang F, Meyer Zur Heide C, Chevalier J, Vleugels J, Van Meerbeek B, Wesemann C, *et al.* Reliability of an injection-moulded two-piece zirconia implant with PEKK abutment after long-term thermo-mechanical loading. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020; 110:103967.
11. Yuan B, Cheng Q, Zhao R, Zhu X, Yang X, Yang X, *et al.* Comparison of osteointegration property between PEKK and PEEK: Effects of surface structure and chemistry. *Biomaterials* 2018; 170:116-26.
12. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Muller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech* 2015;48:1-7.
13. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 2007;28:4845-69.
14. Ramenzoni LL, Attin T, Schmidlin PR. *In Vitro* Effect of Modified Polyetheretherketone (PEEK) Implant Abutments on Human Gingival Epithelial Keratinocytes Migration and Proliferation. *Materials (Basel)* 2019;12:1401.
15. Dawson JH, Hyde B, Hurst M, Harris BT, Lin WS. Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2018;119:867-72.
16. Hu X, Mei S, Wang F, Qian J, Xie D, Zhao J, *et al.* Implantable PEKK/tantalum microparticles composite with improved surface performances for regulating cell behaviors, promoting bone formation and osseointegration. *Bioact Mater* 2021;6:928-40.
17. Sun F, Shen X, Zhou N, Gao Y, Guo Y, Yang X, *et al.* A speech bulb prosthesis for a soft palate defect with a polyetherketoneketone (PEKK) framework fabricated by multiple digital techniques: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2020;124:495-99.
18. Abdullah MR, Goharian A, Abdul Kadir MR, Wahit MU. Biomechanical and bioactivity concepts of polyetheretherketone composites for use in orthopedic implants-a review. *J Biomed Mater Res A* 2015;103:3689-702.

19. Kersten RF, van Gaalen SM, de Gast A, Öner FC. Polyetheretherketone (PEEK) cages in cervical applications: a systematic review. *Spine J* 2015;15:1446-60.
20. Togawa D, Bauer TW, Lieberman IH, Sakai H. Lumbar intervertebral body fusion cages: histological evaluation of clinically failed cages retrieved from humans. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86:70-9.
21. von Wilmsowky C, Vairaktaris E, Pohle D, Rechtenwald T, Lutz R, Münstedt H, *et al.* Effects of bioactive glass and beta-TCP containing three-dimensional laser sintered polyetheretherketone composites on osteoblasts *in vitro*. *J Biomed Mater Res A* 2008;87:896-902.
22. Walsh WR, Bertollo N, Christou C, Schaffner D, Mobbs RJ. Plasma-sprayed titanium coating to polyetheretherketone improves the bone-implant interface. *Spine J* 2015;15:1041-9.
23. Xu A, Liu X, Gao X, Deng F, Deng Y, Wei S. Enhancement of osteogenesis on micro/nano-topographical carbon fiber-reinforced polyetheretherketone-nanohydroxyapatite biocomposite. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2015;48:592-8.
24. Torstrick FB, Evans NT, Stevens HY, Gall K, Guldberg RE. Do Surface Porosity and Pore Size Influence Mechanical Properties and Cellular Response to PEEK? *Clin Orthop Relat Res* 2016;474:2373-83.
25. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:722-30.
26. Nelson SJ, Ash M, M. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion-e-book. *Occlusion*. Elsevier Health Sciences 2014;9 275-307.
27. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002;15:20-7.
28. Vidya Bhat S, Premkumar P, Kamalakanth Shenoy K. Stress Distribution Around Single Short Dental Implants: A Finite Element Study. *J Indian Prosthodont Soc* 2014;14:161-7.
29. Akhavan S, Matthiesen MM, Schulte L, Penoyar T, Kraay MJ, Rinnac CM, *et al.* Clinical and histologic results related to a low-modulus composite total hip replacement stem. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88:1308-14.
30. Brantigan JW, Neidre A, Toohey JS. The Lumbar I/F Cage for posterior lumbar interbody fusion with the variable screw placement system: 10-year results of a Food and Drug Administration clinical trial. *Spine J* 2004;4:681-8.
31. Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:429-44.
32. Sarot JR, Contar CM, Cruz AC, de Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med* 2010;21:2079-85.
33. Gomes SG, Custodio W, Faot F, Cury AA, Garcia RC. Chewing side, bite force symmetry, and occlusal contact area of subjects with different facial vertical patterns. *Braz Oral Res* 2011;25:446-52.
34. Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:571-82.

35. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, *et al.* Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;79:1519-24.
36. Liao SH, Tong RF, Dong JX. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Comput Med Imaging Graph* 2008;32:53-60.
37. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont* 2009;18:393-402.
38. Takahashi JMF, Dayrell AC, Consani RLX, de Arruda Nobilo MA, Henriques GEP, Mesquita MF. Stress evaluation of implant-abutment connections under different loading conditions: a 3D finite element study. *J Oral Implantol* 2015;41:133-7.
39. de Faria Almeida DA, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF Jr, de Carvalho PSP. Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. *J Periodontol* 2014; 85:261-9.
40. Sevımay M, Turhan F, Kılıçaslan MA, Eskitaşçıoğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005; 93:227-34.
41. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014; 30:564-9.

Poliarileterketonlardan yapılmış implantların stres dağılımı: 3 boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi

ÖZET

AMAÇ: Bu çalışmanın amacı, üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar analizi (SEA) kullanarak Polietereketon (PEEK), Polietereketonketon (PEKK) ve titanyum implant/dayanakların kemik-implant yapılarında neden olduğu stres dağılımını araştırmak.

GEREÇ VE YÖNTEM: Dikey (250 N) ve 45° oblik (100 N) yükleme altında titanyum, PEEK ve PEKK implant/dayanaklardan oluşan 6 model üzerinde çalışıldı. Modellerden elde edilen principal ve von Mises stres değerleri değerlendirildi.

BULGULAR: von Mises gerilme değerlerinin dikey ve oblik yükler altında titanyum implantlarda ve dayanaklarda en yüksek olduğu bulundu. Poliarileterketon (PAEK) modellerin vidalarında titanyum modellere göre son derece yüksek stres değerleri gözlemlendi. Dikey ve oblik yükler altında spongiöz ve kortikal kemikte titanyum modellerde PAEK modellerine göre daha düşük principal gerilim değerleri gözlemlendi.

SONUÇ: PAEK'ler implant çevresindeki kemiğe daha fazla stres aktardı. Titanyum modellerde stres dağılımı daha homojen iken PAEK'lerde stres implantların koronal kısmına komşu kemikte ve implant boynunda yoğunlaşmıştır.

ANAHTAR KELİMELE: Dental stres analizi, diş implantları, elastik katsayı, polimerler.

Original research article

The influence of nanoparticles on the mechanical and biological properties of temporary acrylics

Mirac Berke Topcu Ersöz ^{1,*} Esra Nur Avukat ¹
Emre Mumcu ² Canan Akay ^{1,3,4}
Gülcan Şahal ⁵

¹Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Eskişehir Osmangazi University, Eskişehir, Turkey, ²Private Dental Specialist, Prosthodontist, Eskişehir, Turkey, ³Advanced Material Technologies Application and Research Center, Eskişehir Osmangazi University, Eskişehir, Turkey, ⁴Translational Medicine Research and Clinical Center, Eskişehir Osmangazi University, Eskişehir, Turkey, ⁵Department of Biology (Biotechnology Division), Faculty of Sciences, Hacettepe University, Beytepe, Ankara, Turkey

ABSTRACT

OBJECTIVE: The aim of this study was to evaluate the flexural strength (FS) and antifungal properties of autopolymerized polymethylmethacrylate (PMMA) reinforced with zirconium oxide (ZrO₂) and hydroxyapatite (HA) nanoparticles (NPs).

MATERIALS AND METHODS: ZrO₂ and HA-NPs were incorporated into cold cured PMMA at a rate of 1%. 65×10×3 mm specimens prepared for FS and 2×10 mm disc specimens for *Candida Albicans* (C. Albicans) adhesion test (n=10). Surface roughness was recorded for each specimen via a profilometer. Flexural strength test and *Candida* adhesion tests were performed. Statistical analysis was done using one-way analysis of variance and post-hoc Bonferroni tests. (p<0.05)

RESULTS: Based on the findings, the addition of NPs resulted in a decrease in FS. In comparison to other groups, ZrO₂ (55.47 ± 9.40) showed a significant decrease in FS (p<0.05). In addition, the adhesion of C. albicans was significantly reduced by ZrO₂ (16.5 ± 5.8) in comparison to the control group (p<0.05).

CONCLUSION: ZrO₂-NPs incorporated into temporary acrylic reduced FS and prevented *Candida* adhesion.

KEYWORDS: *Candida Albicans*; Flexural Strength; Nanoparticles; Polymethyl Methacrylate.

CITATION: Topcu Ersöz MB, Avukat EN, Mumcu E, Akay C, Şahal G. The influence of nanoparticles on the mechanical and biological properties of temporary acrylics Acta Odontol Turc 2025;42(2): 75-79

EDITOR: Duygu Karakış, Gazi University, Ankara, Turkey

COPYRIGHT: © 2025 Topcu Ersöz MB et al. This work is licensed under a [Creative Commons Attribution License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/). Unrestricted use, Distribution and reproduction in any medium is permitted provided the original author and source are credited.

FUNDING: None declared.

CONFLICT OF INTEREST: The authors declare no conflict of interest related to this study.

[Abstract in Turkish is at the end of the manuscript]

INTRODUCTION

Polymethylmethacrylate is a commonly used material in prosthetic dentistry for the production of artificial teeth, denture bases and dentures, obturators, and temporary crowns. Providing both functional and aesthetic benefits, temporary dental acrylics, also known as provisional or interim materials, are essential for patient satisfaction during the interim period between tooth preparation and final restoration placement.¹ Well-constructed provisional restorations play a crucial role in safeguarding the well-being of oral support tissues. They serve as a protective barrier that effectively shields against tooth sensitivity and the infiltration of microbes. With these considerations in mind, enhancing the temporary acrylic resins' physical, mechanical, and chemical attributes becomes imperative.

Flexural strength (FS), a mechanical property, measures the ability of a material to resist bending or deformation under applied loads. In the context of provisional dental restorations, FS is a critical determinant of their structural integrity and clinical performance.^{2,3} However, the potential antibacterial properties of interim restorations hold promise for improving oral health outcomes. By limiting bacterial colonization and biofilm formation, interim restorations could help reduce the risk of secondary infections such as peri-implantitis, marginal gingivitis, and halitosis.¹

Received: February 13, 2024; Accepted: July 4, 2024

*Corresponding author: Mirac Berke Topcu Ersöz, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Osmangazi University, Eskişehir, Turkey.
E-mail: mberketopcu@gmail.com

Recent advances in nanotechnology have led to the incorporation of nanoparticles (NPs) into PMMA, offering enhanced mechanical, anti-microbial, and aesthetic benefits. PMMA enhanced with NPs finds application in the fabrication of denture base materials. Reinforcing NPs, such as silica, hydroxyapatite, titanium dioxide, or zirconia are incorporated into PMMA matrices to improve the mechanical properties of dentures.⁴⁻⁷ Also, NPs with inherent antimicrobial and antifungal properties, such as silver NPs, can be incorporated.⁸

The aim of this study is to evaluate the flexural strength and antifungal effects by adding %1 hydroxyapatite and zirconium dioxide NPs to temporary acrylic resin. The null hypothesis of the study is that the addition of nanoparticles will have no effect on the flexural strength and antifungal properties of PMMA.

MATERIALS AND METHODS

Specimen preparation

In accordance with the American Dental Association Specification no. 12, 30, rectangular shaped specimens (n=10) with dimensions of 65×10×3 mm were prepared for the flexural strength test.⁹ For the *Candida* adhesion test, 30 disc specimens, 10 mm wide and 2 mm thick (n=10) were manufactured using a stainless steel mould.^{10,11} (Figure 1 A-B) The samples were divided into three groups as control, 1% ZrO₂-NPs (99.9% purity, 30 nm particle size, Nanografi, Ankara, Türkiye) 1% HA-NPs (99.9% purity, 50 nm particle size, Nanografi, Ankara, Türkiye). The NPs were weighed with an electronic precision balance and added to auto polymerized acrylic resin polymer powder (Integra, Biresik Group Dental Ankara, Türkiye) at a concentration of 1% by weight. The mixture was prepared following the manufacturer's instructions to obtain a homogeneous distribution of the particles and then poured into a metal mould for polymerization. After polymerization, the specimens were immersed in distilled water at 37°C for 24 hours to remove any remaining residual monomers. The samples were

polished on both sides with 500, 1000, 1500, and 2000 grit abrasive paper.

Surface Roughness Measurement

The arithmetic mean roughness, recorded in micrometers, was determined by the probe of the profilometer (Perthometer M2, Germany) straight across the test sample surface. The process was performed twice on various surfaces, and the means of the two measurements were analyzed. The experiment was performed with the following parameters: diamond stylus tip radius 5μ, stylus speed 0.25mm/s, and cut-off length 0.8mm.¹² Roughness values between 0.30 and 0.38 μm were accepted as the reference.

Flexural Strength Test

A universal testing machine (Instron 5581, Norwood, USA) was used for flexural strength tests. A load of 5 kN was applied to failure at a crosshead speed of 5 mm/min.⁹ The load at failure was recorded and the FS was calculated using $S=3FL/2bd^2$.

S= Flexural Strength (MPa), F= Load at Failure (N), L= Distance between two supports (50 mm), b = Specimen width (mm), d= Specimen thickness (mm). (Figure 1. C)

Candida Albicans Culture Conditions and Determination of Surface Adherence

The *C. albicans* V6 strain was used in this study. A single colony from an agar plate was inoculated into 10 mL of Brain Heart Infusion (BHI) broth and incubated

Table 1. Normality (Shapiro-Wilk) test results according to groups.

Tests of Normality		
	Shapiro-Wilk	p
Flexural Strength	Control	0.589
	HA	0.915
	ZrO ₂	0.628
<i>C. Albicans</i>	Control	0.243
	HA	0.499
	ZrO ₂	0.708

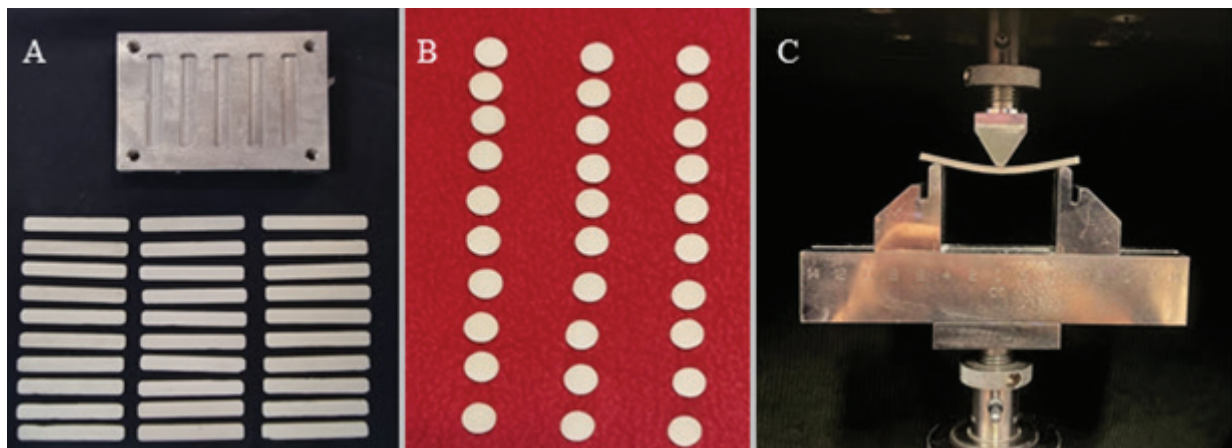


Figure 1. A. Metal mold and flexural strength test samples of autopolymerizing acrylic resin (65×10×3 mm) B. *C. albicans* adhesion test discs (2×10 mm) C. flexural strength test application on universal testing machine.

Table 2. *C. Albicans* and Flexural Strength values (Mean±SD) of nanoparticle-reinforced groups.
^{a,b} There is no difference between groups with the same letter for each row.

	Control	ZrO ₂	HA	p
Flexural Strength (MPa)	67.65±2.09 ^a	55.47 ± 9.40 ^b	62.75 ± 5.70 ^{ab}	<0.05
<i>C. Albicans</i> (CFU)	28 ± 8.2 ^a	16.5 ± 5.8 ^b	34.2 ± 9.2 ^a	<0.05

overnight at 37°C. Then, 1.5 mL of the overnight culture was used to inoculate 30 mL of fresh BHI broth, which was then incubated overnight at 37°C to obtain the main culture.

Before use, the discs were sterilized by immersing them in 70% ethanol (v/v) and then drying them under sterile conditions in a laminar airflow hood. Following this, they were exposed to UV light for one hour to ensure complete sterilization.

The yeast cells of the main culture were collected by centrifugation at 3220g for 10 minutes at 5 °C (Eppendorf 5810R, with an Eppendorf Swing-bucket rotor A-4-62, Hamburg, Germany) and washed three times with 10 mM potassium phosphate buffer solution (pH 7). The resulting cell pellet was resuspended in potassium phosphate buffer to a McFarland 2 turbidity. Then, 2 mL of this *Candida* cell suspension was inoculated with all the discs inside 24-well plates and incubated for 2 hours at 37°C. After 2 hours, the discs were immersed in 2 mL of potassium phosphate buffer and gently lifted to wash off any non-adherent yeast cells. Subsequently, the discs were placed in 10 mL of saline solution supplemented with 0.04% Tween 80. The saline solutions containing the discs were vortexed for 2 minutes each to detach the yeast cells that had adhered to the discs. The detached fungal cell suspensions were then diluted 10-2 and 10-3. Finally, 100 µL of each dilution was inoculated onto BHI agar plates. The plates were incubated at 37°C for 48 hours, and all resulting colonies were carefully counted and recorded.

Statistical Analysis

The statistical analysis was performed using IBM SPSS Statistics 22 (Chicago, USA). Descriptive statistics (mean, standard deviation) were employed. The normality of the data was determined using the Shapiro-Wilk test. The one-way ANOVA and post-hoc Bonferroni test were used to analyse the groups, with a significance level of $p < 0.05$.

RESULTS

The results of the normality tests for the groups are presented in Table 1. The results of the descriptive statistics test and the differences between the groups are presented in Table 2. FS mean values differed according to the groups ($p < 0.05$). The mean value was 67.65 MPa in the control group, 55.47 MPa in the ZrO₂, and 62.75 MPa in the HA group. FS value in the ZrO₂ group ($p = 0.023$) was statistically significantly lower than the Control. The mean value in the HA group was not different from both the control and ZrO₂ groups.

The mean values of *C. albicans* cells attached differ according to the groups ($p < 0.05$). There was no difference between the control and HA groups, and the mean values were 28.0 and 34.2 CFU, respectively (Figure 2). The mean *C. albicans* value in the ZrO₂ group was 16.5 CFU, which was statistically lower than all other groups ($p = 0.009$, $p = 0.000$). Specifically, the amount of yeast cells attached to ZrO₂ was significantly less than the amount attached to the control and HA groups (Figure 3).

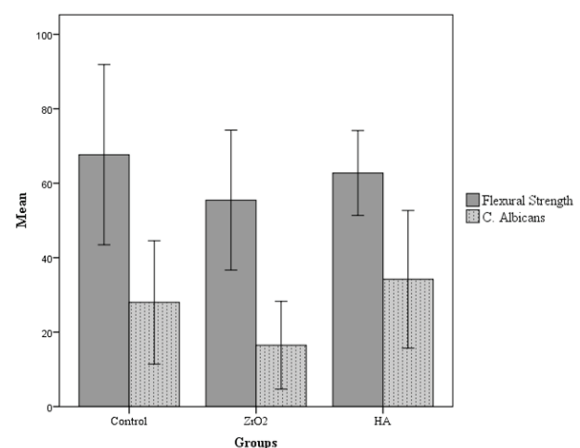


Figure 2. Flexural strength values (MPa) of biomaterials. Microbial attachment of *C. albicans* on different types of biomaterials measured by colony forming units (CFU).

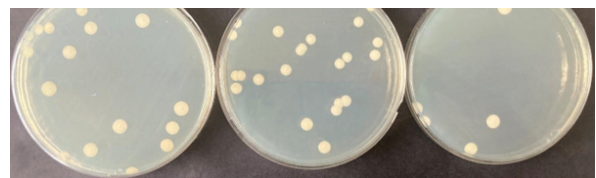


Figure 3. Images of *C. albicans* colony forming units (CFUs) attached to three different types of biomaterials: **A)** control, **B)** hydroxyapatite, and **C)** zirconia. The CFUs were measured following a 10-4 dilution, and the images demonstrate the level of attachment to acrylic resin.

DISCUSSION

Temporary restorations are designed to maintain the structure, function, and aesthetics of damaged or missing teeth until permanent restorations, such as crowns or bridges. The success of these restorations depends on their ability to withstand the functional demands of mastication, occlusion, and oral hygiene.

ZrO₂-NPs exhibit exceptional mechanical strength, fracture, and corrosion resistance. This makes them especially suitable for dental implants, crowns, and bridges, where longevity and stability are critical.

Furthermore, ZrO_2 -NPs demonstrate outstanding biocompatibility with oral tissues. Hydroxyapatite, a mineral found in bone and teeth, is becoming increasingly popular as a versatile material in dentistry due to its biocompatibility and ability to bond with natural tissues. Incorporating HA-NPs into dental treatments provides a variety of benefits, including bioactive properties indicating osseointegration, bone regeneration, and assistance in the repair of bone tissue or periodontal defects, reducing the risk of caries.¹²⁻¹⁵ When all of these properties were evaluated, and since there are no studies in the literature that compare ZrO_2 with HA, these two materials were selected. In addition, a review of previous studies showed that increasing the NP concentration had a negative effect on the physical, mechanical, and biological properties of PMMA.^{16,17} Therefore, a concentration of 1% was investigated.

Examining the results of our study, it can be observed that the groups with added NPs exhibited reduced FS. However, it was found that the addition of ZrO_2 -NPs to the group resulted in an increased antifungal effect, whereas HA-NPs reduced it. When all these results are evaluated, the null hypothesis of the study is rejected.

According to the International Organization for Standardization (ISO 4049) and the American National Standards Institute (ANSI)/American Dental Association (ADA) Specifications no. 27, interim fixed prosthesis materials must exhibit a minimum flexural strength of 50 MPa when subjected to a flexural strength test.¹⁸ In this study, all tested specimens demonstrated FS values exceeding 50 MPa, indicating that different NPs with %1 concentration are suitable for use in fabricating provisional restorations.

When previous studies were examined, Ergun *et al.*,⁶ used 5-10-20% ZrO_2 NPs and the FS decreased, Kul *et al.*,⁷ used 10% ZrO_2 -NPs and the FS decreased but was not statistically significant. The results of our study are in agreement with these studies. However, there are many studies where ZrO_2 NPs at lower (%1-2.5-3-5-7.5) concentrations increase the FS of PMMA.^{2,3,19,20} Also, Aldabib and Ishak⁵ found that the FS increased up to 5% in their study in which HA-NPs were added to PMMA at various concentrations.⁵ However, Zebarjad *et al.*²¹ reported that the addition of increasing concentrations of HA nanocomposite similarly had no significant effect on the FS in their study evaluating the mechanical properties of PMMA. We attribute this difference to the agglomeration of the NPs. Polymers or other molecules bound to the surface of nanoparticles can prevent or promote the agglomeration of NPs. Furthermore, the addition of suitable stabilizers, use of coupling (silane) agent, and physical methods such as ultrasonication and controlled synthesis conditions can be provided to prevent agglomeration.²²⁻²⁴

Several studies have assessed the impact of ZnO, TiO_2 and Ag-NPs on biofilm formation on PMMA.^{8,25-27} Nevertheless, the assessment of ZrO_2 and HA-NPs

is restricted. Gad *et al.*²⁸ reported that the addition of ZrO_2 -NPs to cold-cured acrylic resin was an effective method of reducing *Candida* adhesion to PMMA. Abualsaud *et al.*²⁹ found that the incorporation of 2.5-5% and 7.5% ZrO_2 -NPs in PMMA inhibited the formation of *C. albicans* biofilms. Our study aligns with these studies. Few studies have been conducted on HA-NPs to evaluate their antibacterial efficacy. Nonetheless, a study by Elboraey *et al.*³⁰ which utilized HA-NPs as a drug delivery mechanism for metronidazole, suggested that the antibacterial effect was greater in the HA-metronidazole group. In their study evaluating the antibacterial activity of HA-NPs, Ragab *et al.*³¹ concluded that the HA-NPs are effective against common gram-negative and gram-positive bacteria, depending on the highly reactive oxygen species. Nevertheless, the effectiveness of HA-NPs synthesized in this study when combined with PMMA remains uncertain as they were not evaluated together. Furthermore, the role of free oxygen radicals in this combination is unclear.

Considering these discoveries, the inclusion of ZrO_2 -NPs to enhance the antifungal attributes holds promise for enhancing oral hygiene and curbing the incidence of gingivitis and halitosis linked to temporary restorations. Despite the potential reduction in the FS, this approach could present a viable strategy for diminishing bacterial accumulation in short-term clinically utilized temporary restorations. Nevertheless, it is crucial to acknowledge the constraints of not investigating various nanoparticle concentrations and the absence of assessments of the impact of aging, intraoral dynamics, and different materials.

CONCLUSION

ZrO_2 -NPs are effective in preventing bacterial adhesion in temporary acrylics. However, its clinical application is limited due to the reduced flexural strength of PMMA by incorporating ZrO_2 -NPs. HA does not display a significant effect on either aspect. To further understand the efficacy of nanoparticles, *in vitro* and clinical studies are necessary.

ACKNOWLEDGEMENTS

This study was presented at the 11th International Congress on Medical and Health Sciences Research, 24 - 25 December 2022, Ankara.

REFERENCES

1. Pituru SM, Greabu M, Totan A, Imre M, Pantea M, Spinu T, *et al.* A review on the biocompatibility of PMMA-based dental materials for interim prosthetic restorations with a glimpse into their modern manufacturing techniques. *Mater* 2020;13:2894.
2. Albasarah S, Al Abdulghani H, Alaseef N, Al-Qarni FD, Akhtar S, Khan SQ, *et al.* Impact of ZrO_2 nanoparticles addition on flexural properties of denture base resin with different thickness. *J Adv Prosthodont* 2021;13:226.
3. Alhavaz A, Rezaei Dastjerdi M, Ghasemi A, Ghasemi A, Alizadeh Sahraei A. Effect of untreated zirconium oxide nanofiller on the flexural

strength and surface hardness of autopolymerized interim fixed restoration resins. *J Esthet Restor Dent* 2017;29:264-9.

4. Ahmed MA, El-Shennawy M, Althomali YM, Omar AA. Effect of titanium dioxide nano particles incorporation on mechanical and physical properties on two different types of acrylic resin denture base. *World J Nano Sci Eng* 2016;6:111-9.

5. Aldabib JM, Ishak ZAM. Effect of hydroxyapatite filler concentration on mechanical properties of poly (methyl methacrylate) denture base. *SN Appl Sci* 2020;2:732.

6. Ergun G, Sahin Z, Ataoğlu AS. The effects of adding various ratios of zirconium oxide nanoparticles to poly (methyl methacrylate) on physical and mechanical properties. *J Oral Sci* 2018;60:304-15.

7. Kul E, Aladağ Lİ, Yesildal R. Evaluation of thermal conductivity and flexural strength properties of poly (methyl methacrylate) denture base material reinforced with different fillers. *J Prosthet Dent* 2016;116:803-10.

8. Takamiya AS, Monteiro DR, Gorup LF, Silva EA, de Camargo ER, Gomes-Filho JE, et al. Biocompatible silver nanoparticles incorporated in acrylic resin for dental application inhibit *Candida albicans* biofilm. *Mater Sci Eng C* 2021;118:111341.

9. Akay C, Çakmak G, Donmez MB, Abou-Ayash S, Mumcu E, Pat S, Yilmaz B. Flexural Strength and Vickers Microhardness of Graphene-Doped SnO₂ Thin-Film-Coated Polymethylmethacrylate after Thermocycling. *Coat* 2023;13:1106.

10. Avukat EN, Akay C, Topcu Ersöz MB, Mumcu E, Pat S, Erdönmez D. Could Helium Plasma Treatment be a Novel Approach to Prevent the Biofilm Formation of *Candida albicans*? *Mycopathologia* 2023;188:361-9.

11. Topcu Ersöz MB, Mumcu E, Avukat EN, Akay C, Pat S, Erdönmez D. Anti-adherent activity of nano-coatings deposited by thermionic vacuum arc plasma on *C. albicans* biofilm formation. *Int J Artif Organs* 2023;46:520-6.

12. Akay C, Karakis D, Doğan A, Rad AY. Effect of chemical disinfectants on *Candida albicans* biofilm formation on poly (methyl methacrylate) resin surfaces: a scanning electron microscope study. *J Adv Oral Res* 2016;7:21-6.

13. Enax J, Epple M. Synthetic hydroxyapatite as a biomimetic oral care agent. *Oral Health Prev Dent* 2018;16: 7-19.

14. Juntavee N, Juntavee A, Plongniras P. Remineralization potential of nano-hydroxyapatite on enamel and cementum surrounding margin of computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic restoration. *Int J Nanomedicine* 2018;13:2755-65.

15. Khajuria DK, Zahra SF, Razdan R. Effect of locally administered novel biodegradable chitosan based risedronate/zinc-hydroxyapatite intra-pocket dental film on alveolar bone density in rat model of periodontitis. *J Biomater Sci Polym Ed* 2018;29:74-91.

16. Karci M, Demir N, Yazman S. Evaluation of flexural strength of different denture base materials reinforced with different nanoparticles. *J Prosthodont* 2019;28:572-9.

17. Alshahrani FA, Gad MM, Al-Thobity AM, Akhtar S, Kashkari A, Alzoubi F, Yilmaz B. Effect of treated zirconium dioxide nanoparticles on the flexural properties of autopolymerized resin for interim fixed restorations: An *in vitro* study. *J Prosthet Dent* 2023;130:257-64.

18. American National Standards Institute ADA. ANSI/ADA Specification No. 27 Direct filling resins. 1993.

19. Zidan S, Silikas N, Haider J, Alhotan A, Jahantigh J, Yates J. Evaluation of equivalent flexural strength for complete removable dentures made of zirconia-impregnated PMMA nanocomposites. *Mater* 2020;13:2580.

20. Gad MM, Abualsaud R, Rahoma A, Al-Thobity AM, Akhtar S, Fouda SM. Double-layered acrylic resin denture base with nanoparticle additions: An *in vitro* study. *J Prosthet Dent* 2022;127:174-83.

21. Zebarjad SM, Sajjadi SA, Sdrabadi TE, Yaghmaei A, Naderi B. A study on mechanical properties of PMMA/hydroxyapatite nanocomposite. *Eng* 2011;2011.

22. Khongwong W, Keawsupsak K, Daungdaw S, Siridamrong P, Boonruang A. Influence of silane coupling agent and nano-filler on the properties of dental resin composite cements. *Key Eng Mater* 2016;690:230-5.

23. Gad MM, Rahoma A, Al-Thobity AM, ArRejaie AS. Influence of incorporation of ZrO₂ nanoparticles on the repair strength of polymethyl

methacrylate denture bases. *Int J Nanomedicine* 2016;5633-43.

24. Alhareb AO, Ahmad ZA. Effect of Al₂O₃/ZrO₂ reinforcement on the mechanical properties of PMMA denture base. *J Reinf Plast Compos* 2011;30:86-93.

25. Anwader M, Rosentritt M, Schneider-Feyrer S, Hahnel S. Biofilm formation on denture base resin including ZnO, CaO, and TiO₂ nanoparticles. *J Adv Prosthodont* 2017;9:482-5.

26. Chen R, Han Z, Huang Z, Karki J, Wang C, Zhu B, Zhang X. Antibacterial activity, cytotoxicity and mechanical behavior of nano-enhanced denture base resin with different kinds of inorganic antibacterial agents. *Dent Mater J* 2017;36:693-9.

27. De Matteis V, Cascione M, Toma CC, Albanese G, De Giorgi ML, Corsalini M, Rinaldi R. Silver nanoparticles addition in poly (methyl methacrylate) dental matrix: Topographic and antimycotic studies. *Int J Mol Sci* 2019;20:4691.

28. Gad MM, Al-Thobity AM, Shahin SY, Alsaqer BT, Ali AA. Inhibitory effect of zirconium oxide nanoparticles on *Candida albicans* adhesion to repaired polymethyl methacrylate denture bases and interim removable prostheses: a new approach for denture stomatitis prevention. *Int J Nanomedicine* 2017;12:5409-19.

29. Abualsaud R, Aleraky DM, Akhtar S, Khan SQ, Gad MM. Antifungal activity of denture base resin containing nanozirconia: *In vitro* assessment of *Candida albicans* biofilm. *Sci World J* 2021;2021:8.

30. Elboraei AN, Abo-Elmaged HH, El-Ashmawy AAE-R, Abdou AR, Moussa AR, Emara LH, et al. Biological and mechanical properties of denture base material as a vehicle for novel hydroxyapatite nanoparticles loaded with drug. *Adv Pharm Bull* 2021;11:86.

31. Ragab H, Ibrahim F, Abdallah F, Al-Ghamdi AA, El-Tantawy F, Radwan N, Yakuphanoglu F. Synthesis and *in vitro* antibacterial properties of hydroxyapatite nanoparticles. *IOSR J Pharm Biol Sci* 2014;9:77-85.

Nanopartiküllerin geçici akriliklerin mekanik ve biyolojik özellikleri üzerine etkisi

ÖZET

AMAÇ: Bu çalışmada, zirkonyum oksit (ZrO₂) ve hidroksiapatit (HA) nanopartikülleri (NP) ile güçlendirilen otopolimerize polimetilmetakrilatın (PMMA) bükülme dayanımı (BD) ve antifungal özellikleri değerlendirilmiştir.

GEREÇ VE YÖNTEM: ZrO₂ ve HA-NP'ler otopolimerizan PMMA içerisine %1 oranında ilave edilmiştir. BD için 65x10x3 mm'lik ve *Candida albicans* (C. Albicans) adhezyon testi için 2x10 mm'lik disk örnekler hazırlanmıştır (n=10). Yüzey pürüzlülüğü her numune için profilometre kullanılarak ölçülmüştür. Bükülme dayanımı ve *Candida* adhezyon testleri uygulanmıştır. Elde edilen veriler ANOVA ve Post-Hoc Bonferroni testleri kullanılarak istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Anlamlılık düzeyi p<0.05 olarak kabul edilmiştir.

BULGULAR: Bulgulara göre, NP'lerin eklenmesi BD'de bir azalmaya neden olmuştur. Diğer gruplarla karşılaştırıldığında, ZrO₂ ilavesi (55.47 ± 9.40) BD'de anlamlı bir azalmaya sebep olmuştur. (p<0.05) Ayrıca, ZrO₂ ilavesi (16.5 ± 5.8) kontrol grubuna kıyasla C. Albicans adhezyonunu önemli ölçüde azaltmıştır.(p<0.05)

SONUÇ: Geçici otopolimerizan akriliğe ilave edilen ZrO₂-NP'ler bükülme dayanımını azaltmakta ve *Candida* adhezyonunu önlemektedir.

ANAHTAR KELİMELE: Bükülme Dayanımı; *Candida Albicans*; Nanopartikül; Polimetilmetakrilat

Özgün araştırma makalesi

Yaşlandırmanın Sınıf V kavitelerde biyoaktif materyallerin mikrosızıntısı üzerine etkisi

Ayşe Alanur Sağun ¹, Reyhan Fidan Spor ¹Zümrüt Ceren Özdoğan ²Burcu Oğlakçı Özkoç ²Evrin Eligüzeloğlu Dalkılıç ²¹Restoratif Diş Tedavisi Bölümü, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Üniversitesi, İstanbul, Türkiye²Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Diş Hekimliği Fakültesi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Üniversitesi, İstanbul, Türkiye

ÖZET

AMAÇ: İki farklı biyoaktif restoratif materyal (BRM) ve bir mikrohürit kompozit rezin ile restore edilen Sınıf V kavitelerin mikrosızıntısı üzerine yaşlandırmanın etkisini karşılaştırmaktır.

GEREÇ VE YÖNTEM: Bu çalışmada 30 adet sağlam molar diş kullanıldı. Dişlerin bukkal ve lingual yüzeylerine okluzal sınırı minede ve servikal sınırı dentinde olacak şekilde Sınıf V kaviteler (5mm x 3mm x 2mm) hazırlandı. Örnekler restoratif materyallere göre 3 ana gruba ayrıldı (N=20). Grup CE: Cention N, Grup AC: Activa Bioactive Restorative, Grup FZ: Filtek Z250. Ardından, örnekler yaşlandırma varlığına göre (yaşlandırma yok/Y-, yaşlandırma var/Y+) alt gruplara ayrıldı (n=10). Yaşlandırma işlemi, örneklerin yapay tükürük solüsyonunda 30 gün boyunca 37°C'de bekletilmesi ile gerçekleştirildi. Mikrosızıntı değerlendirmesi için tüm örnekler, %0.5 metilen mavisi solüsyonunda 24 saat bekletildi. Boya penetrasyonu derecesi stereomikroskopta x10 büyütmede incelendi. Verilerin analizinde Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testleri kullanıldı (p<0.05).

BULGULAR: Restoratif materyaller kıyaslandığında, mine yüzeylerinde, Grup FZ/Y- ve Grup FZ/Y+, BRM gruplarına göre istatistiksel olarak daha fazla mikrosızıntı gösterdi (p<0.05). Dentinde yaşlandırma olmayan gruplarda, Grup CE/Y-, diğer restoratif materyal gruplarına göre istatistiksel olarak daha fazla mikrosızıntı gösterirken (p<0.05), yaşlandırma sonrasında, gruplar arasında mikrosızıntı açısından anlamlı farka rastlanmadı (p>0.05). Mine ve dentin yüzeyleri kıyaslandığında, yaşlandırma varlığından bağımsız olarak BRM'ler için, dentinde

mineye kıyasla istatistiksel olarak daha fazla mikrosızıntı gösterdi (p<0.05). Yaşlandırma varlığı kıyaslandığında, sadece Grup FZ için dentin yüzeylerinde, yaşlandırma sonrasında istatistiksel olarak daha fazla mikrosızıntı belirlendi (p<0.05). Ancak, BRM'lerin hem mine hem dentin yüzeylerinde yaşlandırmaya bağlı olarak mikrosızıntı açısından anlamlı fark tespit edilmedi (p>0.05).

SONUÇ: Sınıf V kavitelerde, BRM'lerin mikrosızıntısı hem mine hem dentin yüzeylerinde, yaşlandırma sonrası değişmemiş iken, mikrohürit kompozitlerin dentin yüzeylerindeki mikrosızıntısında artış gözlemlendi.

ANAHTAR KELİMELE: Alkasit; biyoaktif; kompozit rezin; mikrosızıntı; yaşlandırma

KAYNAK GÖSTERMEK İÇİN: Alanur Sağun A, Fidan Spor R, Özdoğan Z.C, Oğlakçı Özkoç B, Eligüzeloğlu Dalkılıç E. Yaşlandırmanın Sınıf V kavitelerde biyoaktif materyallerin mikrosızıntısı üzerine etkisi. Acta Odontol Turc 2025;42(2):80-87

EDİTÖR: Hacer Deniz Arısu, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye

YAYIN HAKKI: © 2025 Alanur Sağun ve ark. Bu eserin yayın hakkı [Creative Commons Attribution License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) ile ruhsatlandırılmıştır. Sınırsız kullanım, dağıtım ve her türlü ortamda çoğaltım, yazarlar ve kaynağın belirtilmesi kaydıyla serbesttir.

FINANSAL DESTEK: Bulunmamaktadır.

ÇIKAR ÇATIŞMASI: Bulunmamaktadır.

[Abstract in English is at the end of the manuscript]

GİRİŞ

Son yıllarda, insanların yaşam süresinin uzamasıyla periodontal sebep nedeni ile diş eti çekilmeleri ve kök çürüklerinin görülme sıklığında artış gözlemlenmiştir.¹ Kök çürüklerinin restorasyonunda kompozit rezinler, cam iyonomer simanlar ve kompomerler kullanılmakla birlikte hastaların estetik beklentilerindeki artış, bu çürüklerin restorasyonu için açılan Sınıf V kavitelerde çoğunlukla kompozit rezinlerin tercih edilmesine neden olur.^{2,3} Kompozit rezin restorasyonların başarısızlığı, kavite boyutuna, şekline, restorasyon kenarlarının minede veya dentinde bulunmasına, restoratif materyalin kimyasal içeriğine, kaviteye uygulama tekniğine ve polimerizasyon bütölmesi gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak gelişebilmektedir.⁴ Kompozit rezinlerin en önemli başarısızlık sebepleri arasında yer alan polimerizasyon

Makale gönderiliş tarihi: 10 Mayıs 2024; Yayına kabul tarihi: 19 Temmuz 2024
*İletişim: Dt. Ayşe Alanur Sağun, Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Restoratif Diş Tedavisi Bölümü, İstanbul, Türkiye;
E-posta: dtaysealanur@gmail.com

büzülmesi, diş restorasyon ara yüzünde kenar sızıntısı, renklenme, sekonder çürük ve pulpa patolojisine neden olabilmektedir. Ayrıca dişe gelen okluzal stresler servikal bölgede yoğunlaşarak sınıf V kavitelerin restorasyon kenarlarının uyumunu bozabilmekte ve bu bölgedeki nem kontrolünün zorluğundan dolayı restorasyonun adezyonu olumsuz yönde etkilenebilmektedir.^{5,6}

Son yıllarda, bu olumsuzlukların üstesinden gelmek için, remineralizasyon ve adeziv potansiyeline sahip, antimikrobiyal maddeler içeren yeni biyoaktif restoratif materyallerin geliştirilmesi amaçlanmıştır.⁶ Bu materyaller, diş ve restorasyon arayüzeyinde biyolojik bir tepkime ortaya çıkarak, kimyasal bağlanma ve yeni doku oluşumunu uyarmaktadır.⁷ Apatit benzeri yapılar üreterek asit ataklarına dirençli diş dokusu oluşturmalarını, demineralizasyonu azaltarak diş dokularının remineralizasyonu ve tersiyer dentin oluşumunu, sekonder çürükleri engelleyerek diş dokularının ve pulpanın korunmasını sağlayan çok çeşitli biyoaktif materyaller (cam iyonomer, alkasit, giomer, dual-cure bulkfill) piyasada bulunmaktadır.⁸

İn vitro çalışmalarda ağız içini taklit etmek için yaşlandırma prosedürleri uygulanır. Yapay tükürük içinde örneklerin bekletilmesi de bu yaşlandırma işlemlerinden biridir.⁹ Yapay tükürük, iyon rezervuarı görevi görür ve intrinsik ve ekstrinsik asitlerden etkilenen diş dokusunun remineralizasyonuna yardımcı olur.^{10,11} Literatürde, biyoaktif restoratif materyallerin immedat mikrosızıntıları ile ilgili bilgiler bulunmakta iken, yapay tükürük içerisinde bekletilerek yaşlandırılması sonucunda değişen mikrosızıntıları ile ilgili yeterli bilgi mevcut değildir.^{12,13} Hekimlere, ağız ortamına maruziyeti sonrası biyoaktif restoratif materyallerin durumuna ilişkin ışık tutacak bilgiye ihtiyaç vardır.

Bu nedenle, bu çalışmanın amacı, yaşlandırmanın iki farklı biyoaktif restoratif materyal ve bir mikrohibrit

kompozit rezin ile restore edilen Sınıf V kavitelerin mikrosızıntısı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesidir. Bu çalışmanın sıfır hipotezi, yaşlandırmanın iki farklı biyoaktif restoratif materyal ve bir mikrohibrit kompozit rezin ile restore edilen Sınıf V kavitelerin mikrosızıntısı üzerine etkisi yoktur şeklindedir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamızın etik kurul onayı, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurul'unun E-54022451-050.05.04-84965 sayılı kararı ile alındı. Örnek sayısı, literatürdeki mikrosızıntıya ilişkin önceki bir çalışma baz alınarak hesaplandı.¹⁴ Mikrosızıntı testi için %95 güç ve %5 tip 1 hata oranı ile kuvvetli etki büyüklüğüne ($d=0.5$) ulaşmak için her gruptan 10 örneğe ihtiyaç olduğu belirlendi. Çalışmada kullanılan malzemeler marka isimleri, üreticileri ve kimyasal içerikleri Tablo 1'de gösterilmiştir.

Bu çalışmada 30 adet herhangi bir çürük, çatlak ya da hipoplastik defekt içermeyen, periodontal nedenlerle çekim endikasyonu konulmuş insan molar dişi kullanıldı. Deney aşamasına kadar çekilen dişler distile su içerisinde saklandı. Standardize edilmiş toplam 60 adet Sınıf V kavite (5 mm genişlik, 3 mm yükseklik, 2 mm derinlik), elmas fissur frezler (FC Diamond, GZ Instrumente, Avusturya) ile hava ve su soğutması altında yüksek devirli döner aletler kullanılarak, örnek dişlerin bukkal ve lingual yüzeylerine okluzal sınırları minede, servikal sınırı mine-sement sınırının 1 mm apikalinde olacak şekilde açıldı. Her beş kavitede bir kullanılan frez yenilendi. Daha sonra örnekler, kullanılacak restoratif materyalin tipine göre rastgele 3 ana gruba ayrıldı (N=20):

Grup FZ (Filtek Z250): Üretici talimatlarına göre G Premio Bond (GC Corp., Japonya) universal adeziv

Tablo 1. Restoratif materyal marka isimleri/ üretici firma ve kimyasal içerikleri.

Marka isimleri	Üretici Firma	Kimyasal İçerik
Filtek Z250 Grup FZ (mikrohibrit kompozit)	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD	<u>Organik Matris İçeriği:</u> BisGMA, BisEMA, UDMA <u>İnorganik Doldurucu Partikülleri:</u> Zirkonya/silika hacimce %60
Cention N Grup CE (alkasit restoratif materyal)	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	<u>Doldurucu:</u> Kalsiyum florosilikat camı, Ba-Al silikat camı, Ca-Ba-Al florosilikat camı, iterbiyum triflorür, izofiller (Kopolimer) <u>Monomer:</u> Dimetakrilat, Katkı, Başlatıcı, Sabitleyici, Pigment
Activa Bioactive Restorative Grup AC (dual-cure bulk-fill kompozit)	Pulpdent, Watertown, MA, ABD	<u>Toz:</u> silanlı biyoaktif cam ve kalsiyum, silanlı silika ve sodyum florür <u>Likit:</u> hidrojenlenmiş polibütadien ve diğer metakrilat monomerlerin, modifiye poliakrilik asit ve suyun eklenmesiyle değiştirilmiş diüretan
G Premio Bond (universal adeziv)	GC Corporation, Tokyo, Japonya	<u>İçeriği:</u> 4-MET, 10-MDP, MDTP, fosforik asit ester monomeri, tiyofosfat monomeri, dimetakrilat, bütillenmiş hidroksitoluen, aseton, su, fotobaşlatıcı, silikon dioksit

Tablo 2. Mikrosızıntı skorlarının kriterleri.

MİKROSIZINTI SKORU	BOYA PENETRASYONU DERECEŚİ
0	Hiç boya penetrasyonu yok
1	Aksiya duvarın yarısından azında boya penetrasyonu
2	Aksiya duvarın yarısından fazlasında boya penetrasyonu
3	Aksiya duvar boyunca boya penetrasyonu

sistem 10 sn boyunca mikro fırça ile ajite edilerek uygulandı, ardından hafif hava basıncı altında 5 sn boyunca hava ile kurutuldu ve LED ışık kaynağı (Valo, Ultradent, South Jordan, UT, ABD) (1000 mW/cm² ışık gücü) ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda 10 sn boyunca polimerize edildi. Daha sonra geleneksel mikrohibrit kompozit rezin (Filtek Z250, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kaviteye yerleştirildi ve üretici firmanın talimatları doğrultusunda 20 sn boyunca LED ışık cihazıyla polimerize edildi.

Grup AC (Activa Bioactive Restorative): Universal adeziv sistem (G Premio Bond, GC Corp., Japonya), Grup FZ'de belirtildiği gibi kaviteye uygulandı ve LED ışık cihazıyla polimerize edildi. Daha sonra dual-cure bulk-fill kompozit (Activa Bioactive Restorative, Pulpdent, Watertown, MA, ABD) kaviteye üretici firmanın talimatları doğrultusunda şırıngalı sistem ile bulk fill olarak uygulandı ve 20-30 sn boyunca kendi kendine sertleşmeye bırakıldı. Ardından LED ışık cihazıyla 20 sn polimerize edildi.

Grup CE (Cention N): Üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanan alkasit restoratif materyal (Cention N, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) hazırlanan kaviteye uygulandı ve 5 dk boyunca kendi kendine sertleşmesi beklendi.

Restorasyonları tamamlanan dişler 24 saat distile suda bekletildi. Kalından ince grenliye (kırmızıdan sarıya) doğru alüminyum oksit parlatma diskleri (Sof-Lex, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ile düşük devirli döner aletler kullanılarak su soğutması altında cilalandı. Tüm kavite hazırlığı ve restorasyon prosedürleri tek bir araştırmacı tarafından üretici talimatlarına uygun olarak tamamlandı. Tüm süreç boyunca ışık yoğunluğu bir radyometre (Demetron LED Radiometer, Kerr Corp., Kaliforniya, ABD) (1000 mW/cm² ışık gücü) kullanılarak kontrol edildi.

Ardından örnekler yaşlandırma varlığına göre (yaşlandırma var/Y+, yaşlandırma yok/Y-) iki alt gruplara ayrıldı (n=10). Yapay tükürük solüsyonu pH'ı 7.4 ve 5 mm HEPES, 2.5 mm CaCl₂, 0.05 mm ZnCl₂, 0.68 mmol/L KH₂ PO₄, 30 mmol/L KCl, and 120 mm NaCl' den ihtiva etmektedir. Yaşlandırma işlemi yapılan örnekler yapay tükürük solüsyonu içinde 30 gün boyunca 37 °C'de etüvde bekletildi.¹⁵

Boya penetrasyon testi için tüm restorasyonların çevresindeki 1 mm'lik alan dışında kalan bölgeler çift kat tırnak cilası ile kaplandı. Daha sonrasında örnekler etüvde 37 °C'de %0.5'lik metilen mavisi solüsyonunda (ChemBio, ChemBio Laboratory Research, Türkiye)

24 saat bekletildi. 24 saatin sonunda boyanın içinden çıkarılarak örnekler musluk suyu altında yıkandı. Bütün dişler restorasyon kısmı açıkta kalacak şekilde kimyasal sertleşen akrilik rezin içerisine gömüldü. Daha sonra su soğutmalı, düşük hızlı bir elmas kesme diski ile bukkalden linguale restoratif materyali ortalayacak şekilde ikiye ayrıldı (Mecatome T180, Presi, Fransa). Tüm örnekler stereomikroskop (SMZ 1000, Nikon Corporation, Tokyo, Japonya) altında 10x büyütmede değerlendirildi. Örneklerin okluzal kenarda mine ve servikal kenarda ise dentin yüzeylerindeki boya penetrasyon dereceleri iki farklı gözlemci tarafından (E.D., B.O.) birbirinden bağımsız olarak skorlandı. Mikrosızıntı skorları standart bir puanlama sistemi kullanılarak skorlandı (Tablo 2).¹⁶

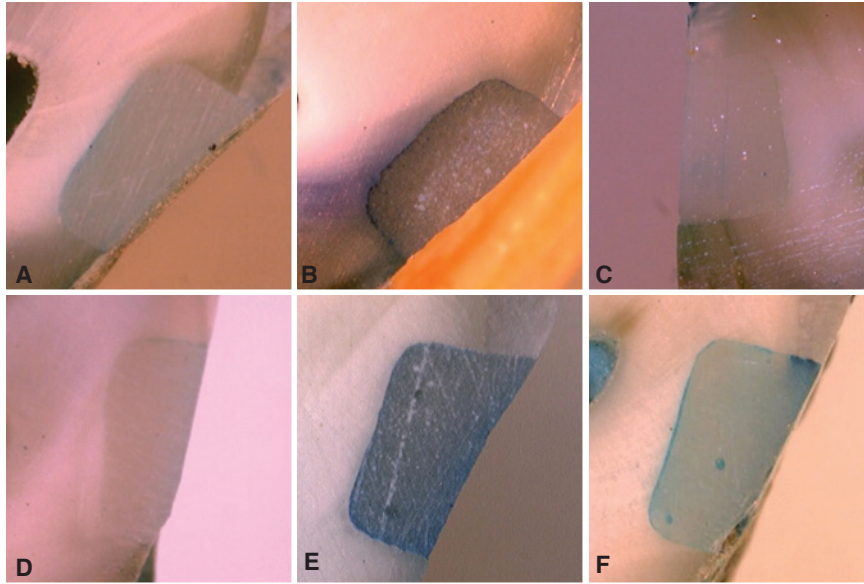
Elde edilen veriler, Windows için IBM Statistical Package for Social Sciences 22.0 yazılım (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) programı kullanılarak analiz edildi. Mikrosızıntı değerlerinin dağılımının normalliği Shapiro-Wilk testi ve varyansların homojenliği Levene testi ile değerlendirilmiştir. Bu test sonuçlarına göre veriler normal dağılım göstermediğinden parametrik olmayan testler kullanılmıştır. İki grup arası farkların karşılaştırması Mann Whitney U testi ile üç grup arası farkların karşılaştırması ise Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır. Anlamlılık düzeyi p<0.05 olarak belirlendi.

BULGULAR

Bu çalışmadaki mikrosızıntı skorlarının ortalama, standart sapma ($\pm$ SS) ve median değerlerinin karşılaştırılması Tablo 3'te, mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler Resim 1'de, mikrosızıntı skorlarının dağılımı ise Tablo 4'te görülmektedir.

Restoratif materyaller kıyaslandığında, mine yüzeylerinde, Grup FZ/Y- ve Grup FZ/Y+, biyoaktif restoratif materyal gruplarına göre istatistiksel olarak daha fazla mikrosızıntı değeri gösterdi (p<0.05). Dentinde, Grup CE/Y-, diğer restoratif materyal gruplarına göre istatistiksel olarak daha fazla mikrosızıntı değeri gösterirken (p<0.05), yaşlandırma sonrasında, gruplar arasında mikrosızıntı açısından anlamlı farka rastlanmadı (p>0.05).

Mine ve dentin yüzeyleri kıyaslandığında, biyoaktif restoratif materyaller, yaşlandırma varlığından bağımsız olarak, dentinde mineye kıyasla istatistiksel olarak daha fazla mikrosızıntı değerleri göstermiştir (p<0.05). Ancak, Grup FZ/Y- için, mine ve dentin arasında mikrosızıntı açısından anlamlı farka rastlanmadı (p>0.05); Grup



Resim 1. Kaviteilerin mine ve dentin kenarlarında 0, 1, 2, 3 mikrosızıntı skorlarına ait görüntüleri. A) Grup AC/Y- (mine: skor 1 ve dentin: skor 2) B) Grup CE/Y- (mine: skor 1 ve dentin: skor 3) C) Grup FZ/Y- (mine: skor 0 ve dentin: skor 0) D) Grup AC/Y+ (mine: skor 1 ve dentin: skor 0) E) Grup CE/Y+ (mine: skor 3 ve dentin: skor 3) F) Grup FZ/Y+ (mine: skor 1 ve dentin: skor 2)

Tablo 3. Mikrosızıntı skorlarının ortalama, standart sapma ($\pm$ SS) ve median değerlerinin karşılaştırılması.

		Yaşlandırma Yok/Y-			Yaşlandırma Var/Y+			Yaşlandırma Yok/Y-, Yaşlandırma Var/Y+ arası fark	
		Mine	Dentin	p	Mine	Dentin	p	Mine	Dentin
Grup AC	Ort. $\pm$ SS	0.20 $\pm$ 0.422aA	1.20 $\pm$ 0.422aB	0.001	0.50 $\pm$ 0.972aA	1.70 $\pm$ 1.059 B	0.029	0.684	0.165
	Median [25-75. yüzdellik]	0 [0 – 0.25]	1 [1 – 1.25]		0 [0 – 1]	2 [0.75 – 2.25]			
Grup CE	Ort. $\pm$ SS	0.50 $\pm$ 0.972aA	2.40 $\pm$ 1.075bB	0.004	0.20 $\pm$ 0.422aA	1.60 $\pm$ 1.075 B	0.005	0.684	0.089
	Median [25-75. yüzdellik]	0 [0 – 1]	3 [1.75 – 3]		0 [0 – 0.25]	2 [0.75 – 2.25]			
Grup FZ	Ort. $\pm$ SS	1.00 $\pm$ 0.471bA	1.10 $\pm$ 0.738aA	0.971	0.90 $\pm$ 0.568bA	2.20 $\pm$ 0.789 B	0.002	0.739	0.009
	Median [25-75. yüzdellik]	1 [1 – 1]	1 [1 – 1]		1 [0.75 – 1]	2 [1.75 – 3]			
p		0.007*	0.006†		0.024*	0.391			

*Küçük harfler gruplar arasındaki istatistiksel farkı, büyük harfler ise mine-dentin arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir ($p < 0.05$).

Tablo 4. Mikrosızıntı skorlarının dağılımı.

		Yaşlandırma Yok/Y-								Yaşlandırma Var/Y+							
		Mine				Dentin				Mine				Dentin			
		0	1	2	3	0	1	2	3	0	1	2	3	0	1	2	3
Grup AC		8	2	-	-	-	8	2	-	7	2	-	1	2	1	5	2
Grup CE		7	2	-	1	1	1	1	7	8	2	-	-	2	2	4	2
Grup FZ		1	8	1	-	1	8	-	1	2	7	1	-	-	2	4	4

FZ/Y+ için dentinde mineye kıyasla istatistiksel olarak daha fazla mikrosızıntı değerleri gösterdi ($p<0.05$).

Yaşlandırma varlığı kıyaslandığında, Grup FZ için dentin yüzeylerinde, yaşlandırma sonrasında istatistiksel olarak daha fazla mikrosızıntı değeri belirlenmişken ($p<0.05$); mine yüzeylerinde mikrosızıntı açısından anlamlı fark tespit edilmedi ($p>0.05$). Biyoaktif restoratif materyallerin hem mine hem dentin yüzeylerinde ise yaşlandırmaya bağlı olarak mikrosızıntı açısından anlamlı fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

TARTIŞMA

Bu çalışmada, yaşlandırmanın iki farklı biyoaktif restoratif materyal ve bir mikrohibrit kompozit rezin ile restore edilen Sınıf V kavitelemin mikrosızıntısı üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Yaşlandırmanın iki farklı biyoaktif restoratif materyal ve bir mikrohibrit kompozit rezin ile restore edilen Sınıf V kavitelemin mikrosızıntısı üzerine etkisi yoktur şeklindeki hipotez kısmen reddedilmiştir, çünkü yaşlandırma sonrası mikrohibrit kompozitin dentin yüzeylerindeki mikrosızıntı değerleri artmış iken biyoaktif restoratif materyallerde hem mine hem dentin yüzeylerinde fark görülmemiştir.

Mikrosızıntı, adeziv tabakanın bozulması, kompozit rezin ile diş dokuları arasındaki termal genişleme katsayısının farklı olması, mekanik kuvvetler, restoratif materyallerin uygulama hataları, kötü bitim ve cila işlemleri gibi faktörlere bağlı olarak meydana gelebilmektedir. Mikrosızıntı, diş yüzeyi ile restorasyon arasındaki mikro boşluklarda (10–6 μm) bakteri, sıvı, molekül veya iyonların klinik olarak tespit edilemeyen geçişidir.¹⁷ Mikrosızıntı derecesini değerlendirmek için hava basıncı, bakteriyel aktivite, taramalı elektron mikroskobu, boya penetrasyonu, radyoaktif izotoplar, nötron aktivasyon analizi ve mikrobilgisayarlı tomografi gibi çeşitli yöntemler kullanılmaktadır.⁴ Boya penetrasyonu testi, mikrosızıntıyı tespit etmek için en sık kullanılan yöntemdir.¹⁸ Diğer tekniklerle karşılaştırıldığında, radyasyon veya reaktif kimyasallar kullanılmaması ve boya solüsyonlarına erişim kolaylığı gibi avantajlarından dolayı bu çalışmada boya penetrasyonu tercih edilmiştir.¹⁹ Boya solüsyonu olarak ise metilen mavisi, daha fazla nüfuz ettiği ve daha küçük molekül boyutuna (0.5–0.7 mm) sahip olduğu için tercih edilmiştir.²⁰

In vitro çalışmalarda ağız içini taklit etmek için termal siklus, çiğneme simülatörü, su içinde bekletme veya yapay tükürük içinde bekletme gibi yaşlandırma prosedürleri uygulanmaktadır.²¹ Ağız boşluğunda bulunan restoratif materyallerin maruz kaldığı kimyasal etkileri taklit etmek açısından, iyon rezervuarı gören, diş dokusunun remineralizasyonuna yardımcı olan yapay tükürük içinde yaşlandırma ideal bir tekniktir.^{10,11} Bu nedenle, hem bu çalışmada restorasyonların ağız içerisinde maruz kaldığı yaşlanma etkilerini simüle etmek hem de materyallerin biyoaktivite potansiyellerini uyarabilmek için bütün gruplar 30 gün boyunca yapay

tükürük içinde bekletildikten sonra mikrosızıntıları değerlendirilmiştir.

Sınıf V kaviteleminde restorasyonun servikal sınırı çoğunlukla dentinde sonlanmaktadır ve bu alanda oluşan kenar sızıntısı önemli bir klinik sorun teşkil etmektedir.²² Bu çalışmada, biyoaktif restoratif materyal uygulanan gruplarda yaşlandırmaya bağlı olmaksızın, dentin kenarında mine kenarına göre istatistiksel olarak daha fazla mikrosızıntı görülmüştür. Bu bulgu, Sınıf V kompozit restorasyonların kenar mikrosızıntısını değerlendiren önceki çalışmaların sonuçları ile uyumludur.^{16,23,24} Tohidkhan ve ark.,²⁵ Activa Bioactive Restorative ve nanohibrit kompozit ile restore ettikleri Sınıf II restorasyonlarında termal siklus ile yaşlandırma sonrası bütün gruplarda mine kenarlarına kıyasla dentin kenarlarında daha yüksek mikrosızıntı tespit etmişlerdir.²⁵ Sheno ve ark.,²⁶ düşük vizköziteli kompozit ile Cention N'i karşılaştırdıkları çalışmalarında dentin ara yüzünde mine ara yüzüne göre daha fazla mikrosızıntı gözlemlendiğini bildirmişlerdir.²⁶ Sınıf V kavitelemin gingival kenarlarında yer alan dentin, yapısal olarak farklılık gösterir. Bu alandaki dentin, daha az tübül içerir ve tübüller, kavite duvarına paralel bir şekilde konumlanır.²⁷ Bu farklılıklar, adezyonu olumsuz etkileyerek mikrosızıntıya neden olabilmektedir.²⁸ Ancak, Filtek Z250 uygulanan gruplarda yaşlandırma öncesinde mine ve dentin kenarlarında benzer mikrosızıntı değerleri görülürken; yaşlandırma sonrasında dentin kenarlarında mine kenarlarına göre daha fazla mikrosızıntı görülmüştür. Filtek Z250 kompozitinde gözlenen bu farklılığın nedeni, adeziv sistemin dentine adezyonunun yaşlandırmadan olumsuz yönde etkilendiğini göstermektedir. Bin-Shuwaish ve ark.'nın²⁹ Sınıf V restorasyonlarda universal adeziv uygulamasını takiben yüksek vizköziteli bulk fill kompozit rezinlerin mikrosızıntısını inceledikleri çalışmalarında, termal siklus ile yaşlandırma sonrası kavitelemin okluzal kenarındaki mine mikrosızıntısının, servikal kenardaki dentine göre daha az olduğu belirlenmiştir.²⁹

Restoratif materyaller, yaşlandırma öncesinde ve sonrasında mikrosızıntı skorları açısından kıyaslandığında, minede biyoaktif restoratif materyaller, Filtek Z250'ye göre daha düşük mikrosızıntı değerleri göstermiştir. Kompozit rezinlerin kimyasal içeriği ve polimerizasyon büzülmesi restorasyonların mikrosızıntısını etkileyebilmektedir. Organik monomer tipi (BisGMA, UDMA, TEGDMA), inorganik doldurucu tipi ve oranı polimerizasyon büzülmesinde etkin rol oynamaktadır. AUDMA ve UDMA monomerleri, reaktif grupların sayısını azaltabilmekte ve böylelikle bu monomerler sayesinde polimerizasyon büzülme miktarında azalmaktadır. Literatürde UDMA'nın BisGMA'ya göre üstün mekanik özellikler gösterdiği gösterilmiştir. Ayrıca, doldurucu miktarındaki artış, daha az polimerizasyon büzülmesine neden olabilmektedir.^{30,31} Filtek Z250 BisGMA, UDMA ve BisEMA monomerleri ve hacimsel olarak %60 inorganik doldurucu içermektedir. Filtek Z250 ile

restore edilen kaviteilerin mine kenarlarında gözlenen yüksek mikrosızıntının nedeni mine kenarlarına bizotaj yapılmamış ve minenin fosforik asit ile pürüzlendirme işleminin yapılmamış olması olabilir. Bizotaj, retansiyon olukları, air abrazyon, fosforik asit ile asitleme ve adeziv sistem uygulama yöntemleri Sınıf V kaviteelerde adezyonu güçlendirir ve mikrosızıntıyı azaltır.³² Nagura ve ark.,³³ mineye bağlanmayı inceledikleri çalışmalarında, universal adezlerin bağlanma dayanımlarının, etch-rinse modunda, self-etch moduna göre önemli ölçüde daha yüksek olduğunu bildirmiştir.³³

Ayrıca, dentin yüzeylerinde, yaşlandırma öncesinde Cention N en yüksek mikrosızıntıyı gösterirken; yaşlandırma sonrasında ise diğer materyaller ile benzer mikrosızıntı değeri göstermiştir. Mederos ve ark.,¹² adeziv uygulanmadan kullanılan Cention N'in diğer materyallere göre istatistiksel olarak daha düşük bağlanma dayanımına sahip olduğunu bildirmiştir. Materyalin dentinde tespit edilen düşük bağlanma dayanımını, adezyonu sağlayan herhangi bir bileşenin bulunmaması ve materyalin polimerizasyon büzülmesiyle birlikte diş ile restorasyon arasındaki boşlukların artmasına bağlamışlardır.¹² Benzer şekilde bir başka çalışmada, Meshram ve ark.,¹⁷ dentin yüzeyinde adeziv uygulanarak kullanılan Cention N'in adeziv uygulanmadan kullanılan Cention N'e göre daha az mikrosızıntı gösterdiğini bildirmiştir.¹⁷ François ve ark.,³⁴ adeziv uygulanması olmayan Cention N'nin sağlam dentine Activa Bioactive Restorative'den daha düşük adezyon gösterdiğini bildirmiştir.³⁴ Bu çalışmada ise Cention N üretici talimatlarına göre herhangi bir adeziv sistem veya primer uygulanmadan kaviteye uygulanmıştır. Bu nedenle, yaşlandırma öncesinde elde edilen dentindeki yüksek mikrosızıntı değerlerinin adeziv sistem uygulanmamasından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Literatürde biyoaktif restoratif materyallerin mekanik özellikleri ve diş yüzeylerindeki mikrosızıntıları ile ilgili yapılan araştırmalar bulunmaktadır ancak bu materyallerin yaşlandırma sonrası değişen mikrosızıntıları hakkında yeterli bilgi mevcut değildir.^{11,17,21} Sonuç olarak bu çalışmada, biyoaktif restoratif materyaller yaşlandırma sonrasında değerlendirildiğinde mikrosızıntı değerlerinde değişim gözlenmez iken Filtek Z250 gruplarının dentin yüzeylerindeki mikrosızıntısında artış tespit edilmiştir. Filtek Z250'nin içeriğinde yer alan BisGMA, yüksek viskozitesini ve hidrofilikliğini sağlayan iki hidroksil grubuna sahiptir.³⁵ Su emilimi, restoratif materyale nüfuz ettikçe kimyasal bozunmayı tetikleyebilir.³⁶ Yaşlandırma öncesi ve sonrası Cention N ve Activa Bioactive Restorative'in mine ve dentinde değişmeyen mikrosızıntısının nedeni içeriklerindeki monomerlerin su emilimlerine, asit fosfat gruplarına ve izofiller dolduruculara bağlı olabilir. Cention N organik matriksinde UDMA, trisiklodekan-dimetanol dimetakrilat (DCP), aromatik ve alifatik UDMA ve polietilen glikol 400 (PEG-400) DMA monomerleri bulunmaktadır. UDMA esnek bir alifatik çekirdeğe ve

dolayısıyla daha düşük bir viskoziteye sahiptir. Daha esnek doğası nedeniyle UDMA, Bis-GMA'ya göre daha yüksek dönüşüm derecesi ve daha yüksek morfolojik homojenlik gösterir.³⁷ Cention N, inorganik doldurucu olarak iterbiyum triflorür, baryum alüminyum silikat cam, kalsiyum baryum alüminyum florosilikat cam, bir izofiller (Tetric N-Ceram teknolojisi) ve bir kalsiyum florosilikat (alkali) cam içermektedir. Cention N'in yaşlandırma öncesi ve sonrasında benzer mikrosızıntı değerleri göstermesinin nedeni, kısmen silanlar tarafından işlevlendirilen ve büzülme streslerini azaltan özel patentli izofilleri olabilir. Bu izofiller, aynı zamanda polimerizasyon sırasında kuvvetler arttıkça hafifçe genişler, bu da büzülme kuvvetini en aza indirir. Ayrıca, çapraz bağlanan metakrilat monomerleri ve stabil kendi kendine sertleşen başlatıcılar, restorasyonun derinliği boyunca yüksek bir polimer ağ yoğunluğu ve polimerizasyon derecesi sağlarlar, bu da Cention N'in mikrosızıntının en aza indirilmesine yardımcı olur.^{17,38} Witty ve ark.,²¹ 28 günlük yaşlanmadırmanın ardından Cention N'in nanohibrit kompozit ve GIC Tip IX göre daha üstün bir makaslama bağlanma kuvveti sergilediğini belirtmişlerdir.²¹

Activa Bioactive Restorative materyalinin, tükürükle temas ettiğinde kalsiyum, fosfat ve florür iyonlarını saldı ve dişle birlikte restorasyonun kenarları boyunca remineralizasyonu başlatabileceğini savunulmaktadır.¹¹ Ayrıca materyal, iyonik rezin, rezin ile reaktif cam dolgu maddeleri arasındaki bağlantıyı güçlendiren fosfat asit gruplarını içerir. Bu fosfat grupları, hidrojen iyonları aracılığıyla su ile etkileşime girerek diş yapısındaki kalsiyum ile yer değiştirir. Bu iyonik etkileşim, güçlü bir rezin-hidroksiapatit kompleksi oluşturarak mikrosızıntıyı azaltır.³⁹ Tezvergil-Mutluay ve ark.,¹⁵ florür iyonlarının hem pro hem de aktif metalloproteinazları (MMP-2 ve MMP-9) inhibe ettiğini, böylece bağlanma arayüzündeki enzimatik bozulmayı azalttığı söylemiştir.¹⁵ Makowski ve Ramsby.,⁴⁰ kalsiyum ve fosfat iyonlarının geçirgen hibrit katmanlardan difüzyonu ile, bunların kompleks kalsiyum-fosfatlara çökmesi, kristalleşmesi ve bir Ca-PO/MMP kompleksi oluşumu yoluyla MMP'leri inhibe edebileceğinin mümkün olduğunu söylemişlerdir. Bunlara ilave olarak, Activa Bioactive Restorative, polimerizasyon büzülmesi ve strese neden olan bisfenol A (BPA), bisfenol A glisidil metakrilat (BisGMA) veya diğer BPA türevlerini içermez.²⁵ Kaushik ve ark.,³⁹ Activa Bioactive Restorative ve Tetric N Bond'un mikrosızıntısının, nanohibrit kompozit ve Tetric N Bond'a göre daha düşük olduğunu gösteren çalışmalarında, bu bulguyu Activa Bioactive Restorative bileşimindeki asit fosfat grupları içeren ve diş yapısıyla etkileşimini artıran iyonik rezin bileşenine bağlamışlardır.

Bu çalışmanın limitasyonlarından biri örneklerin yaşlandırılması için sadece yapay tükürük kullanılmış, mekanik yaşlandırma veya termal döngü ile yaşlandırma yapılmamıştır. Ayrıca mikrosızıntı değerlendirmesi için boya sızıntısı dışında farklı yöntemlerin kullanılması da verilerin değerlendirmesi için faydalı olacaktır. Gelecek araştırmalarda mikrosızıntının değerlendirilmesi için

farklı yöntemler birarada kullanılarak, yöntemler arası elde edilen verilerin kıyaslaması yapılabilir. Bu nedenle, yaşlandırmanın biyoaktif restoratif materyaller ile restore edilen Sınıf V kavitelerin mikrosızıntısı üzerinde etkilerine ilişkin daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

SONUÇ

Sınıf V kavitelerde, biyoaktif restoratif materyallerin mikrosızıntısı hem mine hem dentin yüzeylerinde, yaşlandırma sonrası değişmemiş iken; mikrohürit kompozitlerin dentin yüzeylerindeki mikrosızıntısında artış gözlemlendi. Biyoaktif restoratif materyaller ile restore edilen Sınıf V kaviteler ağız ortamına maruz kaldıklarında umut verici sonuçlar vermektedir.

TEŞEKKÜR VE ANMA

Bu çalışmanın istatistiksel değerlendirmesi için Dr. Öğr. Üyesi Sevilay Karahan'a ve materyal destekleri için Pulpdent ve İvöclar firmalarına teşekkür ederiz.

Bu çalışma 04-06 Kasım 2022 tarihlerinde İzmir'de gerçekleştirilen 29. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi sözlü bildiri olarak sunulmuştur.

KAYNAKLAR

- Gluzman R, Katz RV, Frey BJ, McGowan R. Prevention of root caries: a literature review of primary and secondary preventive agents. *Spec Care Dentist*. 2013;33:133-40.
- Burgess JO, Gallo JR. Treating root-surface caries. *Dent Clin North Am*. 2002;46:385-404, vii-viii.
- Krejci I, Planinic M, Stavridakis M, Bouillaguet S. Resin composite shrinkage and marginal adaptation with different pulse-delay light curing protocols. *Eur J Oral Sci*. 2005 ;113:531-6.
- Bajabaa S, Balbaid S, Taleb M, Islam L, Elharazeen S, Alagha E. Microleakage Evaluation in Class V Cavities Restored with Five Different Resin Composites: In vitro Dye Leakage Study. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2021; 13:405-11.
- Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011;27:17-28.
- Özdemir BE, Çelik Ç. Bioactive resin composites. *Yeditepe J Dent*. 2021;17:139-47.
- Özcan M, Garcia LdFR, Volpato CAM. Bioactive Materials for Direct and Indirect Restorations: Concepts and Applications. *Front Dent Med*. 2021 17;2: 647267.
- Kasraei S, Haghi S, Valizadeh S, Panahandeh N, Nejadkarimi S. Phosphate Ion Release and Alkalizing Potential of Three Bioactive Dental Materials in Comparison with Composite Resin. *Int J Dent*. 2021;2021:5572569.
- Mondal K, O'Brien EP, Rockne KJ, Drummond JL. The impact of long-term aging in artificial saliva media on resin-based dental composite strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2023 Apr;111:812-20.
- Ionescu A, Brambilla E, Hahnel S. Does recharging dental restorative materials with fluoride influence biofilm formation. *Dent Mater*. 2019;35:1450-63.
- Sauro S, Makeeva I, Faus-Matoses V, Foschi F, Giovarruscio M, Maciel Pires P, et al. Effects of Ions-Releasing Restorative Materials on the Dentine Bonding Longevity of Modern Universal Adhesives after Load-Cycle and Prolonged Artificial Saliva Aging. *Materials (Basel)*. 2019;12:722.
- Mederos M, León E, García A, Cuevas-Suárez CE, Hernández-Cabanillas JC, Rivera-Gonzaga JA, et al. In vitro characterization of a novel resin-based restorative material containing alkaline fillers. *J Appl Oral Sci*. 2024;32:e20230219.
- Venugopal K, Krishnaprasad L, V P PS, Ravi AB, Haridas K, Soman D. A Comparative Evaluation of Microleakage between Resin-Modified Glass Ionomer, Flowable Composite, and Cention N in Class V Restorations: A Confocal Laser Scanning Microscope Study. *J Pharm Bioallied Sci*. 2021;13(Suppl 1):S132-S136.
- Arisu HD, Uçtasli MB, Eligüzeloğlu E, Özcan S, Omürlü H. The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. *Oper Dent*. 2008;33:135-41.
- Tezvergil-Mutluay A, Seseogullari-Dirihan R, Feitosa VP, Cama G, Brauer DS, Sauro S. Effects of Composites Containing Bioactive Glasses on Demineralized Dentin. *J Dent Res*. 2017 Aug;96:999-1005.
- Öztürk Yeşilirmak S, Oglakci B, Özdoğan ZC, Eligüzeloğlu Dalkılıç E. Akışkan bulk-fill ve akışkan geleneksel kompozitlerin farklı adeziv uygulama yöntemlerine göre mikrosızıntı skorlarının değerlendirilmesi. *Acta Odontol Turc*. 2024;41:17-24.
- Meshram P, Meshram V, Palve D, Patil S, Gade V, Raut A. Comparative evaluation of microleakage around Class V cavities restored with alcasite restorative material with and without bonding agent and flowable composite resin: An *in vitro* study. *Indian J Dent Res*. 2019;30:403-7.
- Jawaed NU, Abidi SY, Qazi FU, Ahmed S. An In-Vitro Evaluation of Microleakage at the Cervical Margin Between two Different Class II Restorative Techniques Using Dye Penetration Method. *J Coll Physicians Surg Pak*. 2016;26:748-52.
- AlHabdan A. Review of microleakage evaluation tools. *J Int Oral Health*. 2017;9:141.
- Shah KB, Mankar NP, Bajaj PS, Nikhade PP, Chandak MG, Gilani RA. Comparative Evaluation of Microleakage in Cavities Restored with Nanohybrid and Microfilled Composites Using Oblique Incremental Technique- An *in Vitro* Study. *jems*. 2020 Mar 30;9:1087-90.
- Witty D, Kumaran P, Varma B, J SK, Xavier AM, Venugopal M, et al. Effect of Prolonged Water Aging on the Bond Strength and Marginal Seal of Three Novel Restorative Materials. *J Contemp Dent Pract*. 2023 1;24:632-7.
- Shahabi S, Ebrahimpour L, Walsh LJ. Microleakage of composite resin restorations in cervical cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser radiation. *Aust Dent J*. 2008;53:172-5.
- Anil Kumar S, Varun Krishnan VP, Jyothi KN, Venugopal P, Sharath Kumar P. Comparative evaluation of microleakage of G-aenial Universal Flo, Smart Dentin Replacement and Tetric Evo Ceram bulk fill resin composite restorations in class v cavity preparation: an in-vitro study. *Int Dent J Stud Res* 2018;6:7-12.
- Zhao XY, Li SB, Gu LJ, Li Y. Detection of marginal leakage of Class V restorations *in vitro* by micro-computed tomography. *Oper Dent*. 2014;39:174-80.
- Tohidkhal S, Kermanshah H, Ahmadi E, Jalalian B, Ranjbar Omrani L. Marginal microleakage and modified microtensile bond strength of Activa Bioactive Restorative, in comparison with conventional restorative materials. *Clin Exp Dent Res*. 2022;8:329-35.
- Shenoi PR, Kokane VB, Thawale HV, Kubde RR, Gunwal MK, Shahu SP. Comparing marginal microleakage in Class V cavities restored with flowable composite and Cention N using confocal microscope-an in-vitro study. *Indian J Dent Res*. 2021;32:348-53.
- Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996;7:104-33.
- Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater*. 2001;17:430-44.
- Bin-Shuwaish M, AlHussaini A, AlHudaithy L, AlDukhiel S, AlJamhan A, Alrahlah A. Effects of different antibacterial disinfectants on microleakage of bulk-fill composite bonded to different tooth structures. *BMC Oral Health*. 2021;21:348.
- Oglakci B, Arhun N. The shear bond strength of repaired high-viscosity bulk-fill resin composites with different adhesive systems and resin composite types. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2019;33:1584-97.
- Rifai H, Qasim S, Mahdi S, Lambert MJ, Zarazir R, Amenta F, et al. *In-vitro* evaluation of the shear bond strength and fluoride release

of a new bioactive dental composite material. J Clin Exp Dent. 2022;14:e55-e63.

32. Kumar AA, de Ataide IN, Fernandes M. Comparative evaluation of sealing ability of two self-adhesive flowable composites following various restorative techniques in Class V lesions: An *in vitro* study. J Conserv Dent. 2021;24:508-13.

33. Nagura Y, Tsujimoto A, Barkmeier WW, Watanabe H, Johnson WW, Takamizawa T, *et al.* Relationship between enamel bond fatigue durability and surface free-energy characteristics with universal adhesives. Eur J Oral Sci. 2018;126:135-45.

34. François P, Remadi A, Le Goff S, Abdel-Gawad S, Attal JP, Dursun E. Flexural properties and dentin adhesion in recently developed self-adhesive bulk-fill materials. J Oral Sci. 2021;63:139-44.

35. Alrahlah A, Al-Odayni AB, Al-Mutairi HF, Almousa BM, Alsubaie FS, Khan R, *et al.* A Low-Viscosity BisGMA Derivative for Resin Composites: Synthesis, Characterization, and Evaluation of Its Rheological Properties. Materials (Basel). 2021;14:338.

36. Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. J Oral Rehabil. 2001;28:1106-15.

37. Szczesio-Wlodarczyk A, Domarecka M, Kopacz K, Sokolowski J, Bociog K. An Evaluation of the Properties of Urethane Dimethacrylate-Based Dental Resins. Materials (Basel). 2021;14:2727.

38. Firouzmandi M, Alavi AA, Jafarpour D, Sadatsharifee S. Fracture Strength and Marginal Adaptation of Conservative and Extended MOD Cavities Restored with Cention N. Int J Dent. 2021;2021:5599042.

39. Kaushik M, Yadav M. Marginal Microleakage Properties of Activa Bioactive Restorative and Nanohybrid Composite Resin Using Two Different Adhesives in Non Carious Cervical Lesions - An In Vitro Study. J West Afr Coll Surg. 2017;7:1-14.

40. Makowski GS, Ramsby ML. Differential effect of calcium phosphate and calcium pyrophosphate on binding of matrix metalloproteinases to fibrin: comparison to a fibrin-binding protease from inflammatory joint fluids. Clin Exp Immunol. 2004;136:176-87.

Effect of aging on microleakage of bioactive materials in Class V cavities

ABSTRACT

OBJECTIVE: To compare the effect of aging on microleakage of Class V cavities restored with two different bioactive

restorative materials (BRM) and a microhybrid composite resin.

MATERIALS AND METHOD: A total of 30 intact molar teeth were used. Class V cavities (5 mm x 3 mm x 2 mm) were prepared on the buccal and lingual surfaces of teeth, with the occlusal margin on the enamel and the cervical margin on dentin surface. Samples were divided into 3 main groups according to restorative materials (N=20). Group CE: Cention N, Group AC: Activa Bioactive Restorative, Group FZ: Filtek Z250. Then, the samples were divided into subgroups according to the presence of aging (no aging/Y-, with aging/Y+) (n=10). Aging process was carried out by keeping the samples in artificial saliva solution at 37°C for 30 days. For microleakage evaluation, samples were immersed in 0.5% methylene blue solution for 24 hours. The degree of dye penetration was examined under a stereomicroscope at x10 magnification. Kruskal Wallis and Mann Whitney U tests were used to analyze the data (p<0.05).

RESULTS: When restorative materials were compared, at enamel surfaces, Group FZ/Y- and Group FZ/Y+ showed statistically higher microleakage than BRM groups (p<0.05). At dentin, in groups without aging, Group CE/Y- showed statistically higher microleakage than other restorative material groups (p<0.05); after aging, no significant differences were found between groups in terms of microleakage (p>0.05). When comparing enamel and dentin surfaces, BRM showed statistically higher microleakage at dentin than in enamel, regardless of aging. Regarding to the presence of aging, statistically higher microleakage were determined after aging at the dentin surfaces only for Group FZ (p<0.05). However, no significant differences were found in microleakage at both enamel and dentin surfaces of BRM (p>0.05).

CONCLUSION: In Class V cavities after aging, while microleakage of BRM did not change on both enamel and dentin surfaces after aging, increase in microleakage was observed at dentin surfaces for microhybrid composite.

KEYWORDS: Aging; alkasite; bioactive; composite resin; microleakage

Original research article

Comparison of the adhesive performance of various composite materials used for clear aligner attachments

Merve Kurnaz ¹, Özlem Erçin ², Dilan Kopuz³ 

¹Asistant Prof. Istanbul Kent University (Faculty of Dentistry, Department of Orthodontics, Istanbul, Turkey) ²Associate Prof. Istanbul Kent University (Faculty of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Istanbul, Turkey) ³Associate Prof. Istanbul Kent University (Faculty of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Istanbul, Turkey)

ABSTRACT

OBJECTIVE: This study aims to investigate the impact of commonly consumed beverages in patients' daily diets on the bonding performance of composite attachments used in clear aligner treatments.

MATERIALS AND METHODS: Extracted ninety premolar teeth were cleaned and polished. These premolar teeth were then used for attachment placement, utilizing three distinct types of composites and with an attachment template. To simulate the impact of beverages on bond strength during *in vitro* evaluation, the attachments were exposed to three different solutions: coffee, cola, and distilled water. The bonding force was quantified using the shear bond strength test, followed by an assessment of the Adhesive Remnant Index (ARI) scores to evaluate the remaining adhesive. Statistical analyses were done.

RESULTS: The subgroups within the GC Aligner Connect showed statistically significant differences in shear bond strength ($p < 0.05$). Specifically, the cola group's shear bond strength values were significantly lower than the coffee and distilled water groups. Additionally, the shear bond strength values in the distilled water group were significantly higher than those observed in the coffee group ($p < 0.05$). Notably, the measured values for the cola solution exhibited a significant difference across the groups ($p < 0.05$).

CONCLUSIONS: The three composites immersed in acidic solutions of cola, coffee, and distilled water were affected to varying degrees, with Omnichroma being the least affected. Clinicians should emphasize to patients the significance of proper dietary rules and their compliance. Additionally, they should consider dietary habits when selecting suitable materials.

KEYWORDS: Dental bonding; feeding behavior; orthodontic appliances, removable; shear strength

CITATION: Kurnaz M, Erçin Ö, Kopuz D. Comparison of the adhesive performance of various composite materials used for clear aligner attachments Acta Odontol Turc 2025;42(2):88-95

EDITOR: Nehir Canıgür Baybek, Gazi University, Ankara, Turkey

COPYRIGHT: © 2025 Kurnaz et al. This work is licensed under a [Creative Commons Attribution License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/). Unrestricted use, distribution and reproduction in any medium is permitted provided the original author and source are credited.

FUNDING: None declared.

CONFLICT OF INTEREST: The authors declare no conflict of interest related to this study.

[Abstract in Turkish is at the end of the manuscript]

INTRODUCTION

The foundational principles of clear aligner treatments were initially introduced by Kesling and revolutionized orthodontic treatment.¹ Following advancements, particularly the enhancement of Essix technology, plastic began to be used for teeth alignment.²

In 1999, Align Technology (Santa Clara, California, USA) introduced a pioneering computer-aided design-based virtual treatment planning system for tooth movement.³ This system has continuously evolved and has become the dominant player in the market. In recent years, its popularity has increased, due to patients.⁴⁻⁶ After these changes, clear aligner systems were modified to ensure optimal orthodontic tooth movement, involving the addition of attachments.

The clear aligner system typically begins with the use of traditional attachments that are ellipsoid or rectangular shaped. Among these, the conventional rectangular attachment holds a prominent role in supporting orthodontic tooth movement during virtual planning.⁷ Virtually all contemporary aligner systems incorporate this attachment to ensure optimal control over tooth positioning.⁸

Crafted from resin composites, attachments adhere to tooth enamel through a bonding process. Failures in bonding or non-compliance with dietary guidelines can result in failure of attachments from the tooth surface. Loss of attachment presents a scenario that can increase the frequency and duration of clinical visits, extend treatment timelines, and potentially compromise

Received: April 19, 2024; Accepted: August 13, 2024

*Corresponding author: Merve Kurnaz Istanbul Kent University (Faculty of Dentistry, Department of Orthodontics, Istanbul, Turkey) Cihangir, Siraselviler Cd. No:71, 34433 Beyoğlu/Istanbul Phone: +90 0212 610 10 10 e-mail: merve.kurnaz@kent.edu.tr

treatment success.⁹⁻¹⁰ Different tooth positions exhibit different levels of attachment loss, which can be influenced by patient factors like eating habits, chewing behaviors, and aligner wear duration.¹⁰

An optimal protocol for attachment placement is still uncertain, leading to the use of different composite materials. Chen et al.¹¹ used Filtek Z350XT (3M ESPE, St Paul, MN, USA), Filtek Z350XT flow (3M ESPE, St Paul, MN, USA), and SonicFill (Kerr Corp, Orange, CA) resin composites for attachment design and compared them to operation time, shear bond strength, placement accuracy and wear volume loss. The flowable composites showed shorter operation times. The shear bond strength of SonicFill was higher than the others. The wear volume loss of Filtek Z350XT flow (3M ESPE, St Paul, MN, USA) was higher than others. Alsaud et al.¹² studied how surface preparation, bonding agents, and composite materials affect the surface texture and bonding strength of clear aligner composite attachments bonded to ceramic surfaces and found that the combination of air abrasion, assure Filtek Z350 (3M ESPE, St Paul, MN, USA) yielded the highest bonding force. Jungbauer et al.¹³ attached a cylindrical test specimen to the enamel using a mold filled with a chemically curing substance (Maximum Cure (Reliance Orthodontic Products, Itasca, IL), Transbond IDB Premix (3M ESPE, St Paul, MN, USA) or a dual-curing (Nexus NX3 (Kerr Corp, Orange, CA), RelyX Unicem2 (3M ESPE, St Paul, MN, USA) attachment materials. They evaluated curvature, and the radius of curvature correlated positively with a shear bond straight. RelyX Unicem2 (3M ESPE, St Paul, MN, USA) showed higher values. To date, only a limited number of studies have investigated the shear bond strength of attachments.¹¹⁻¹³

Considering this context, our study aims to assess the comparative efficacy of three different composites when clinicians apply three distinct clinical usage techniques. The null hypothesis posits that patient dietary habits, simulated *in vitro* through exposure to acidic drinks such as cola and coffee, will not have a detrimental effect on bond strength.

MATERIALS AND METHOD

The research protocol was approved by the Ethics Committee of Clinical Research of the Biruni University (Protocol Number: 2015-KAEK-74-23-02).

In this study, a total of 90 premolar human teeth (extracted premolar teeth for orthodontic treatment purposes, based on indications) were used, with a planned sample size of 10 teeth ($n=10$) per group. G Power 3.1.9.7 (Franz Faul, Germany) software was used to determine the required sample size for the study. The calculations were based on data from the study titled "Comparative study of three composite materials in bonding attachments for clear aligners" conducted by Chen et al.¹¹ According to the calculations with 90% power and 5% margin of error, a minimum of 90 samples was determined to be required. The study

aims to evaluate the bonding force after attachment application and removal. Therefore, a sample size of 10 teeth per group has been determined for the study. The study conducted is a continuation of a color study previously done with the same solutions and composites.¹⁴

Exclusion criteria were teeth from patients with craniofacial anomalies or dental irregularities, presence of congenital enamel defects or hypomineralization, extensive buccal restorations, caries, cracks, restorations, or infections.

The specimens were kept in a 0.1% thymol solution in a refrigerator at +4 °C until utilization. Subsequently, all teeth were cleared of debris, calculus, and soft tissues through intraoral scaling, polished with paste, and thoroughly rinsed with water.

Preparation of models

Plaster models were meticulously crafted using silicone molds to replicate the precise dental arch shape, facilitating seamless scanning and the creation of attachment templates. These models underwent scanning using an iTero intraoral scanner (Align Technology, San Jose, California, USA), generating digital representations from the scanned images. Subsequently, digital models were fabricated and used to prepare attachment templates. In this investigation, vertical, rectangular attachments measuring 2 × 4 mm were meticulously planned. The templates were meticulously fashioned using a 0.6 mm Duran plate and a Biostar device (Scheu-Dental GMBH, Germany).

Placement of attachments

After applying 37% orthophosphoric acid to the middle third of each tooth for 30 seconds, the teeth were rinsed with water for 30 seconds and dried using an air syringe. A universal bonding agent (Adhese Universal, Ivoclar Vivadent, Ltd. São Paulo, Brazil) was applied with an applicator for 20 seconds to the demineralized areas. The adhesive was polymerized with a Bluephase light device (Ivoclar Vivadent, Ltd. São Paulo, Brazil) in PowerCure mode for 3 seconds (Table 1-2). Then the attachments were placed on the middle third of the buccal surfaces of the premolars.

Holding in Solutions Procedure

- The models were divided into subgroups and then held in three different solutions: coffee, cola, and distilled water (Figure 1).
- Group 1: Coffee (Nescafe Classic, Nestle, Switzerland) solution (pH = 5)
A coffee solution was obtained by mixing one tablespoon of granulated coffee and 100 ml of boiled water
- Group 2: Cola (The Coca-Cola Company, Turkey) solution (pH = 3)
- Group 3: Distilled water (pH = 6)
- The solutions were replaced daily, and the specimens were stored in darkness in an oven at 37 ± 1 °C for 28 days.

Table 1. Materials used in the study.

Materials	Composition	Filler w/v%	Manufacturer
Omnichroma	UDMA, TEG-DMA, uniform size supra-nano spherical fillers (260 nm spherical SiO ₂ -ZrO ₂)	79/68	Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japan
GC Aligner Connect	Ocrahydro-4,7-methano-1H-indenedyl)bis(methylene) bismethacrylate; 1,3,5-Triazane-2,4,6-triamine-polymer with formaldehyde 2,2-ethylene dioxyethyl dimethacrylate; 2-(2H-benzotriazol-2-yl)-p-cresol; titanium dioxide; UDMA... (not all the contents were disclosed)	NA	GC Corporation, Tokyo, Japan
Tetric PowerFlow	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, Bis-PMA, DCP, D3MA. Fillers: Barium glass, Ytterbium, Trifluoride, Copolymer, and Mixed Oxide (SiO ₂ /ZrO ₂)	79/53–54	Ivoclar Vivadent Ltd., São Paulo, Brazil

UDMA: Urethane dimethacrylate

TEGDMA: Triethylene glycol dimethacrylate

SiO₂: Silicone dioxideZrO₂: Zirconium dioxide

Bis-GMA: Bisphenol A diglycidyl methacrylate

Bis-EMA: Ethoxylated bisphenol A dimethacrylate

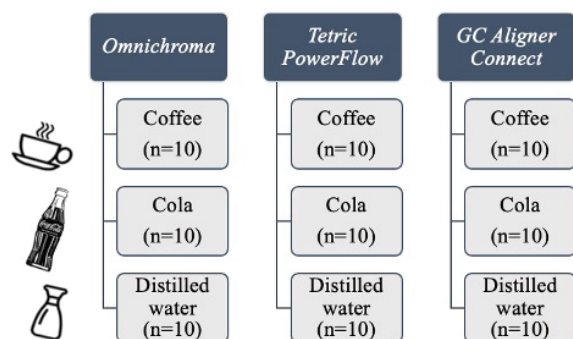
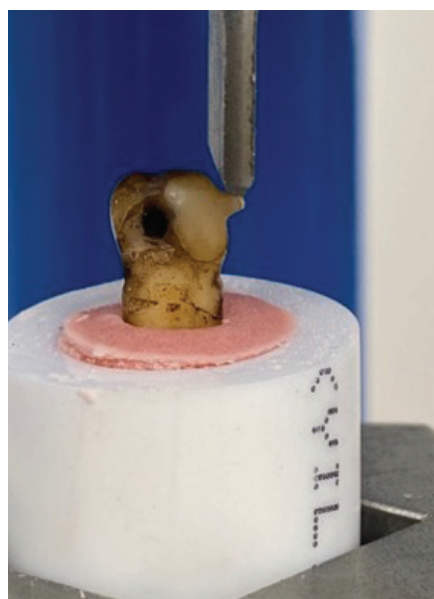
Bis-PMA: Propoxylated bisphenol A dimethacrylate

DCP: Tricyclodecane dimethanol dimethacrylate

D3MA: Decandiol dimethacrylate

Table 2: Polymerization of composites.

Composite	Time/Procedure	Device
Omnichroma	5 seconds in Turbo mode (2000 mW/cm ²)	Bluephase Light Device
GC Aligner Connect	5 seconds in Turbo mode (2000 mW/cm ²)	Bluephase Light Device
Tetric PowerFlow	3 seconds in PowerCure mode (3000 mW/cm ²)	Bluephase Light Device

**Figure 1.** Distribution of composite attachments into subgroups.**Figure 2.** Test procedure of prepared models.

Test Procedure

The teeth were extracted from plaster models and secured in acrylic resin using plastic pipes with a diameter of 25 mm. Before testing, all models with composite attachments were subjected to 1000 thermal cycling (SALUBRIS, Boston, Massachusetts, USA). The shear bond strength test was conducted by the same operator using a universal testing machine (MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Turkey) at a speed of 0.5 mm/min (Figure 2). The initial failure load values (N) were recorded and converted into Megapascals (MPa) using a formula. Shear bond strength was then calculated using the following formula:

$$SBS = \frac{\text{Failure load}}{A}$$

A: The surfaces area of the attachment (2x4 mm= 8 mm²).

Adhesive remnant Index (ARI) evaluation¹⁵:

The tooth surfaces were assessed for residual adhesive using the ARI on the enamel surface at magnifications of 10x, 30x, and 40x with a stereomicroscope (Nikon SMZ745T, Tokyo, Japan) and microscopic camera (Toupcam, Hangzhou ToupTek, Zhejiang, P.R.China) (Figure 3).

ARI was evaluated as follows;

- scale 0 represents 0% adhesive remnant on the enamel,
- scale 1 less than 50% adhesive remnant on the enamel,
- scale 2, over 50% adhesive remnant on the

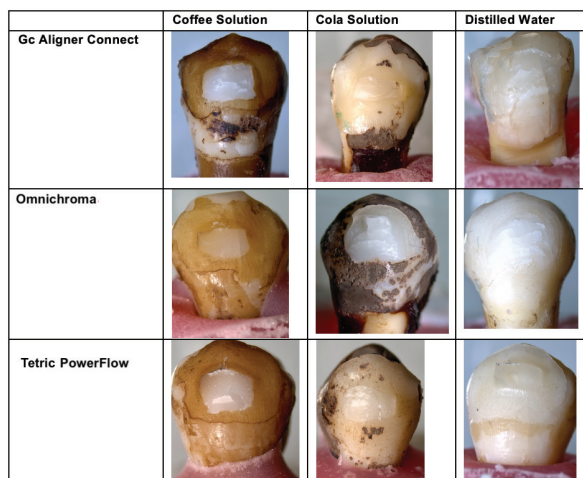


Figure 3: Tooth surface at 10x magnification.

enamel,

- scale 3, 100% adhesive remnant on the enamel. ARI was scored by three authors, and a consensus method was used for statistical evaluation. The representation of the entire study procedure is shown in a flowchart (Figure 4).

Statistical analysis

The data obtained in this study were analyzed using the Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) 22.0 package program (IBM Corporation, Armonk, NY, USA). Kruskal Wallis H test was used to compare between three or more groups in non-normally distributed data. The Chi-Square test was used to compare ARI measurements. $p < 0.05$ was used as the significance level.

RESULTS

The shear bond test values of the materials according to the solutions are shown in Table 3.

The subgroups of GC Aligner Connect (GC Corporation, Tokyo, Japan) showed a statistically significant difference ($p < 0.05$) in shear bond strength. The values for the cola group were significantly lower than those for the coffee and distilled water groups, while the values for the distilled water group were significantly higher than those for the coffee group ($p < 0.05$).

When the values of the Omnicroma (Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japan) and Tetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent Ltd., São Paulo, Brazil) groups were evaluated separately, there was no statistically significant difference between subgroups, although the values for the coffee group were lower ($p > 0.05$).

There was no significant difference between the groups in terms of measured values for the coffee solution and distilled water when evaluated separately ($p > 0.05$), but the values for the Omnicroma group were higher.

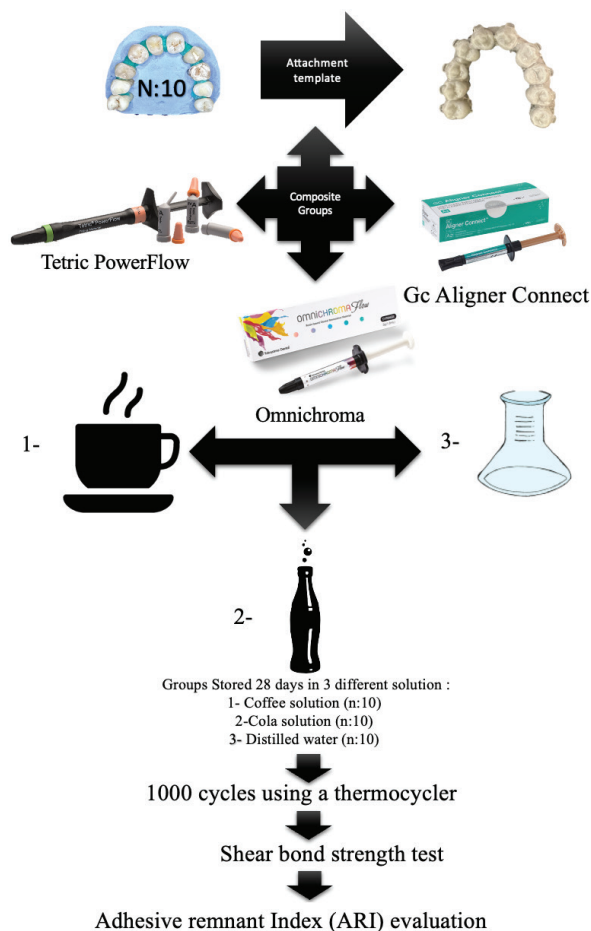


Figure 4: The representation of the entire study procedure shown in a flowchart.

The groups showed a significant difference in measured values for the cola solution ($p < 0.05$). The values for the Omnicroma (Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japan) group were significantly higher than those for the Tetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent Ltd., São Paulo, Brazil) and GC Aligner Connect (GC Corporation, Tokyo, Japan) groups.

Table 4 shows the ARI values. There was no significant difference or dependency between the subgroups of GC Aligner Connect (GC Corporation, Tokyo, Japan), Omnicroma (Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japan), and Tetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent Ltd., São Paulo, Brazil) for the ARI values for the coffee, cola, and distilled water groups, which were held on coffee solutions ($p > 0.05$).

However, the GC Aligner Connect (GC Corporation, Tokyo, Japan) group that was held on coffee had higher scores in the ARI. Both GC Aligner Connect (GC Corporation, Tokyo, Japan) and Tetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent Ltd., São Paulo, Brazil) groups held on coffee had higher scores in the ARI. Moreover, the Tetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent Ltd., São Paulo, Brazil) group that was held on distilled water had higher scores in the ARI.

Table 3. Shear bond strength test values shown as MPa.

	Coffee Solution	Cola Solution	Distilled Water	Kruskal-Wallis H Test
Gc Aligner Connect	20.59 ± 5.23	16.12 ± 2.94	23.27 ± 5.64	0.011*
Omnichroma	24.63 ± 5.85	27.94 ± 2.86	29.77 ± 7.83	0.118 ^{NS}
Tetric Power Flow	21.82 ± 4.99	17.60 ± 7.01	22.46 ± 8.38	0.211 ^{NS}
Kruskal-Wallis H Test	0.254 ^{NS}	0.0001***	0.096 ^{NS}	

NS: Non- significant. $p < 0.05$ is statistically significant. * $p < 0.05$; *** $p < 0.001$.

Table 4. Measures of ARI.

Table 4. Measures of ARI.						
			Coffee Solution	Cola Solution	Distilled Water	Chi-Square
		ARI	%	%	%	p
Gc Aligner Connect	Consensus	0	0	0	0	0.228 ^{NS}
		<%50	30.0	10.0	50.0	
		>%50	40.0	80.0	40.0	
		%100	30.0	10.0	10.0	
		Total	100.0	100.0	100.0	
Omnichroma	Consensus	0	0	0	0	1 ^{NS}
		<%50	50.0	50.0	60.0	
		>%50	50.0	50.0	40.0	
		%100	0.0	0.0	0.0	
		Total	100.0	100.0	100.0	
Tetric PowerFlow	Consensus	0	0	0	0	0.397 ^{NS}
		<%50	40.0	10.0	10.0	
		>%50	60.0	80.0	80.0	
		%100	0.0	10.0	10.0	
		Total	100.0	100.0	100.0	
Chi-Square		p	0.256 ^{NS}	0.168 ^{NS}	0.102 ^{NS}	

NS: Non- significant. $P < 0.05$ is statistically significant.

DISCUSSION

In recent years, there has been a growing demand for clear aligners, leading to systemic developments in the field. As a result, clinicians have started exploring appropriate composite materials to use with these aligner systems. However, studies investigating aligner attachment materials have been limited in number.¹¹⁻¹³

This study aimed to evaluate the effectiveness of three composites in a clinical setting and determine if simulating a patient's acidic beverage consumption (such as cola and coffee) *in vitro* would impact bond strength. Patient cooperation is crucial for ensuring optimal treatment duration and outcomes, including the successful removal of braces or attachments.¹⁵ Furthermore, soft drinks, including cola, have become a common element in the daily diets of children, teenagers, and occasionally adults.¹⁷ Previous research has indicated that cola consumption may reduce the bonding forces of braces.¹⁷⁻¹⁹ However, to our knowledge, this is the first study to examine the effect of acidic beverages on aligner attachments. The results of the current study rejected the null hypothesis that *in vitro* simulation of a patient's consumption of acidic drinks such as cola and coffee wouldn't negatively impact bond strength.

Clinicians may favor packable composites for their stronger bonding forces, but flowable composites are preferred for their easier application and quicker chair-side application.¹¹ Despite this, a paper by Park et al.¹⁹ found no significant differences between Transbond XT, which is considered the gold standard for orthodontic bonding, and several flowable composites such as X-flow, Tetric Flow, Grandio Flow, and Filtek Z350. Moreover, the recommended bond strength values for bonding orthodontic brackets to natural teeth were established as 6-8 MPa.²¹ The flowable composite materials that were tested in the study by Park et al.²⁰ had higher bond strength, particularly Tetric PowerFlow, which was used in this study and showed a bond strength of 13 MPa. However, the high bond strength values of Tetric PowerFlow (22 MPa) may be related to the fact that it does not contain metal brackets or that different adhesives are used. In this study, when attachments made from Tetric PowerFlow were exposed to a cola solution, there was a noticeable decrease in the bond strength values.

According to a study reported in the literature, a comparison between flowable and packable composites, in conjunction with universal and assure bonding adhesives, demonstrated that the selection of an appropriate combination of adhesive and composite

material plays a significant role in achieving higher bonding forces for clear aligner attachments to ceramic materials.¹²

In the literature, it is reported that micro- and nano-hybrid composites generally demonstrate superior properties compared to flowable composites in all aspects.^{22,23} Therefore, flowable composites, which are more durable compared to previous generations while providing time and application advantages, have been preferred.

This finding highlights the importance of considering both the adhesive and composite material when aiming for optimal bonding outcomes. Omnicroma is preferred by orthodontists for making attachments in aligner patients as it is a single-shade universal composite that does not require color selection and can be used on multiple teeth. The Tetric PowerFill composite is a bulk-fill composite that can be applied in a single layer up to 4mm thick, and it can be polymerized in 3 seconds with light-curing devices, offering a time-saving alternative in the clinic. GC Aligner Connect is a specific aligner attachment composite. In a study found in the literature, it was observed that the hardness value of Omnicroma decreased when exposed to citric acid compared to those kept in air and water.²⁵ However, the surface roughness did not change significantly.²⁴

In terms of attachment construction, when the evaluation of two same composite flowable and packable forms was conducted, the packable form had significantly higher shear bond strength values.¹¹ The study selected three flowable composites to assess their clinical convenience and time-saving capabilities. The average bond strength values in the current study were comparable to or higher than those reported for packable composites in the previous study. Additionally, the bond strength values achieved in the current study were higher than those reported for the flowable composite, despite subjecting the attachments to an acidic solution.¹¹ These results suggested that the combination of adhesive and composite used in the current study may have contributed to the enhanced bond strength, even under acidic conditions. In the current study, the bond strength of GC Aligner Connect was significantly negatively affected compared to the group immersed in distilled water when exposed to coffee and cola solutions. While the Omnicroma and Tetric PowerFlow groups showed no significant differences, they exhibited lower values in acidic solutions. There was a significant difference among the three composite groups immersed in cola, with Omnicroma being the most resistant composite. This suggests that in individuals with high potential for acidic nutrition or reflux, or those who struggle with managing their dietary habits, this composite may serve as a good alternative. Nevertheless, when considering this suggestion, it is essential not to forget the need for clinical observation and evaluation, bearing in mind that it is an *in vitro* study.

In clinical practice, buccal attachments are generally used, but some patients may prefer not to have buccal attachments due to aesthetic concerns. Furthermore, certain biomechanical conditions require palatally positioned attachments. Although individual differences exist, especially on the palatal surfaces, when examined anatomically, these differences are usually less frequent on the buccal surfaces of the teeth.²⁵

In their study, Kırçelli et al.²⁶ aimed to compare the bond strength values and manipulation times of five different composite materials. They obtained results of 21.0 ± 4.0 MPa for Tetric N-Flow and 17.4 ± 3.5 MPa for GC Aligner Connect, with the mean shear bond strength in the GC Aligner Connect group being significantly lower than in Tetric N-Flow. Additionally, the flowable composite demonstrated a significantly shorter manipulation time compared to the high viscous composite. In the current study, although no statistically significant differences were observed between the groups when the three materials were stored in distilled water, GC Aligner Connect exhibited a higher shear bond strength compared to Tetric PowerFlow. The reason for this difference could be attributed to the materials being kept in liquid or the use of different agents during bonding. Additionally, it is possible that the polymerization with a compatible light device for Tetric PowerFlow could have played a role in this disparity. Additionally, the flowable composite demonstrated a significantly shorter manipulation time compared to the high viscous composite.²⁶ We believe that selecting materials with a flowable consistency in our study will provide a clinical advantage by saving time.

Jungbauer et al.¹³ examined curvature-dependent bonding forces on various attachment materials and found that there was a negative correlation between curvature and shear bond strength values. Given this information, we chose the relatively flat middle third of the buccal surface for attachment construction. After conducting the shear bond strength test, we evaluated the ARI scores and found them to be lower than those reported by Jungbauer et al.¹³ This could be because we used a procedure to simulate the attachment template and chose direct bonding, whereas they chose indirect bonding and attachment construction through a disc covering the surface. If the composite stays on the enamel surface, this means that bonding forces are higher. Two enamel fractures were observed as a result of shear bond testing, suggesting that the use of rotary instruments might be more suitable for attachment removal.

Attachment loss can be attributed to various risk factors related to the clinician and the patient. Clinician-related factors include the bonding protocol and the choice of bonding materials. In our study, we followed the same bonding procedure; however, we experienced one bonding failure in the Tetric PowerFlow and

Omnichroma groups and four failures in the GC Aligner Connect group. The attachment loss can also be influenced by patient behaviors like how often aligners are removed, wear time, use of seaters, eating habits while wearing aligners, and chewing patterns. Although we were unable to simulate all these conditions, which represents a limitation of our study, we were able to simulate drinking habits¹⁰, which provided valuable insights into the effect of acidic beverages on bond strength.

In this study, the ARI was modified to evaluate residual adhesive post-aligner attachment removal, which is usually used for post-brace removal.¹⁵ Using an electron microscope is not necessary for the ARI assessment; an optical microscope provides sufficient detail for visualizing and evaluating adhesive remnants.²⁷ Typically, it is performed using magnifications ranging from 10x to 40x and is relatively easy to apply in a clinical setting.²⁷ In the study, three different observers scored at three different magnification levels (10x-30x-40x), and the mean values were calculated and subjected to statistical analysis. This approach aimed to eliminate differences arising from magnification variations, as mentioned in the literature.²⁷

The ARI values for the coffee, cola, and distilled water groups were compared among the subgroups of GC Aligner Connect, Omnichroma, and Tetric PowerFlow; the results showed no significant difference. Rodríguez-Chavez et al.²⁷ reported that while the resin area increases, the debonding resistance also increases. The adhesion between orthodontic resin and enamel is intended to be temporary, yet it needs to be durable enough to withstand orthodontic forces.²⁷ The Tetric PowerFlow group had higher scores in the ARI and it is possible that the more composite was preserved, the less damage the mine would cause during attachment loss. The process of removing waste from the tooth can lead to physical changes in the enamel, ranging from a hard surface to microscopic fractures.²⁸ Therefore, from a clinical standpoint, composites that can adhere well to the enamel surface and can be removed in a controlled manner are preferred.

The current study had certain limitations; wear resistance was not measured, and simulations of chewing and brushing weren't included. *In vitro* studies cannot fully replicate the oral environment, lacking the complexity and dynamics of real oral conditions including factors like saliva, other oral fluids, bacterial influence, and chewing forces. Consequently, the outcomes of *in vitro* studies may not entirely reflect events under oral conditions, limiting direct applicability to clinical practice and requiring careful evaluation before implementation. Further research should aim to address these limitations and investigate other patient and clinician-related factors that may impact the success of composite attachments.

CONCLUSION

Indeed, the results of the study indicated that acidic beverages, particularly cola, had a detrimental effect on the bond strength values of the attachments. It is important to note that different materials may exhibit varying degrees of resistance to acidic beverages. Some materials may be more susceptible to the negative effects of acidic exposure, while others may demonstrate greater resistance. The three composites immersed in acidic solutions of cola, coffee, and distilled water were affected to varying degrees, with Omnichroma being the least affected.

Consequently, it is crucial to consider the specific material properties and their compatibility with acidic environments when selecting attachments or bonding materials for clinical applications.

ACKNOWLEDGMENT

Microscopic evaluation was supported by Head of the Pathology Techniques Programme at Istanbul Kent University, and Company of Nikon distributor.

REFERENCES

1. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod* 1945; 31:297-304.
2. Rinchuse DJ, Rinchuse DJ. Active tooth movement with Essix-based appliances. *J Clin Orthod* 1997; 31:109-12.
3. Shah S. Orthodontic Biomechanics: Treatment of Complex Cases Using Clear Aligner *Eur J Orthod* 2017;39: 342.
4. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod* 2015; 85:881-9.
5. Rosvall MD, Fields HW, Ziuchkovski J, Rosenstiel SF, Johnston WM. Attractiveness, acceptability, and value of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135:276-7.
6. Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment. *Aust Dent J* 2017; 62:58-62.
7. Karras T, Singh M, Karkazis E, Liu D, Nimeri G, Ahuja B. Efficacy of Invisalign attachments: a retrospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2021; 160:250-8.
8. Bowman SJ. Improving the predictability of clear aligners. In WB Saunders (ed) *Semin Orthod* 2017; 23:65-75.
9. Dasy H, Dasy A, Asatrian G, Rózsa N, Lee H-F, Kwak JH. Effects of variable attachment shapes and aligner material on aligner retention. *Angle Orthod* 2015; 85:934-40.
10. Yaosen C, Mohamed A, Jinbo W, Ziwei Z, Al-Balaa M, Yan Y. Risk factors of composite attachment loss in orthodontic patients during orthodontic clear aligner therapy: A prospective study. *BioMed Res Int* 2021;6620377.
11. Chen W, Qian L, Qian Y, Zhang Z, Wen X. Comparative study of three composite materials in bonding attachments for clear aligners. *Orthod Craniofac Res* 2021; 24:520-7.
12. Alsaud BA, Hajjaj MS, Masoud AI, Abou Neel EA, Abuelenain DA, Linjawi AI. Bonding of Clear Aligner Composite Attachments to Ceramic Materials: An *In Vitro* Study. *Materials* 2022; 15:4145.
13. Jungbauer R, Al-Burghol P, Rosentritt M, Kirschnick C, Proff P, Paulsen F, et al. Curvature-dependent shear bond strength of different attachment materials for orthodontic lingual indirect bonding. *Sci Rep* 2021; 11:16611.
14. Erçin Ö, Kurnaz M, Kopuz, D. Evaluation of the color stability of attachments made with different resin composites. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2023;164: e121-e128.

15. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 1984; 85:333-40.
16. Mocuta D-E, Grad O, Mateas M, Luca R, Carmen Todea D. Comparative Evaluation of Influence of Nd: YAG Laser (1064 nm) and 980 nm Diode Laser on Enamel around Orthodontic Brackets: An *In Vitro* Study. *Medicina* 2022; 58:633.
17. Hammad SM, Enan ET. *In vivo* effects of two acidic soft drinks on shear bond strength of metal orthodontic brackets with and without resin infiltration treatment. *Angle Orthod* 2013; 83:648-52.
18. Kessler P, Turp JP. Influence of Coca-Cola on orthodontic material. *Swiss Dent J* 2020; 130:777-80.
19. Iosif C, Cuc S, Prodan D, Moldovan M, Petean I, Badea ME. Effects of Acidic Environments on Dental Structures after Bracket Debonding. *Int J Mol Sci* 2022; 23:15583.
20. Park SB, Son WS, Ko CC, García-Godoy F, Park MG, Kim HI. Influence of flowable resins on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Dent Mater J* 2009; 28:730-4.
21. Reynolds IR. A Review of Direct Orthodontic Bonding. *Br J Orthod* 1975; 2:171-8.
22. Ilie N, Rencz A, Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig* 2013; 17:185-93.
23. Hirata-Tsuchiya S, Yoshii S, Ichimaru-Suematsu M, Washio A, Saito N, Urata M, et al. Two-year clinical comparison of a flowable-type nano-hybrid composite and a paste-type composite in posterior. *J Investig Clin Dent* 2017;8:e12227.
24. CK Alp, BA Dinçtürk, H Altınışık. The effect of food-simulating liquids on surface features of single-shade universal composites: An *in vitro* study. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2023;13:157-165.
25. Germane N, Bentley BE, Isaacson RJ. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96:312-9.
26. Kircelli BH, Kilinc DD, Karaman A, Sadry S, Gonul EY, Gögen H. Comparison of the bond strength of five different composites used in the production of clear aligner attachments. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* 2023;124:101481.
27. Rodríguez-Chávez JA, Arenas-Alatorre J, Belio-Reyes IA. Comparative study of dental enamel loss after debonding braces by analytical scanning electron microscopy (SEM). *Microscopy Research and Technique*, 2017;80, 680-6.
28. Boncuk Y, Çehreli ZC, Polat-Özsoy Ö. Effects of different orthodontic adhesives and resin removal techniques on enamel color alteration. *Angle Orthod* 2014; 84:634-41.

Şeffaf plak ataşmanı yapımında kullanılan çeşitli kompozit malzemelerin yapışma performansının karşılaştırılması

ÖZET

AMAÇ: Bu çalışma, günlük diyetlerinde sık tüketilen içeceklerin şeffaf plak tedavilerinde kullanılan kompozit ataşmanların yapışma performansı üzerindeki etkisini araştırmayı amaçlamaktadır.

GEREÇ VE YÖNTEM: Çekilmiş doksan adet premolar diş temizlendi ve cilalandı. Bu premolar dişler, üç farklı kompozit türü ve bir bağlantı şablonu kullanılarak ataşman yerleştirme işlemi yapıldı. *In vitro* değerlendirme sırasında bağlantıların yapışma dayanıklılığına içeceklerin etkisini simüle etmek için bağlantılar kahve, kola ve distile su içeren üç farklı çözeltiye maruz bırakıldı. Yapışma kuvveti, kesme bağlanma dayanıklılığı testi kullanılarak ölçüldü ve kalıcı yapışkanı değerlendirmek için Yapışkan Kalıntı İndeksi (ARI) skorlarına bakıldı. İstatistiksel analizler yapıldı.

BULGULAR: GC Aligner Connect içindeki alt gruplar arasında kesme bağlanma dayanıklılığında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.05$). Özellikle, kola grubundaki kesme bağlanma dayanıklılığı değerleri, kahve ve distile su gruplarına göre önemli ölçüde daha düşüktü. Ayrıca, distile su grubundaki kesme bağlanma dayanıklılığı değerleri, kahve grubunda gözlenen değerlerden önemli ölçüde daha yüksekti ($p < 0.05$). Özellikle, kola çözeltisi için ölçülen değerler gruplar arasında önemli farklılıklar gösterdi ($p < 0.05$).

SONUÇ: Kola, kahve ve distile suda bekletilen üç kompozit belli oranlarda asidik solüsyonlardan etkilenmiş ancak en az etkilenen Omnichroma olmuştur. Klinisyenler, uygun diyet kurallarının ve uyumun önemini hastalara vurgulamalı ve uygun malzeme seçerken diyet alışkanlıklarını göz önünde bulundurmalıdır.

ANAHTAR KELİMELE: Beslenme davranışı; diş yapıştırma, hareketli, kayma mukavemeti; ortodontik aletler

Derleme

D vitamininin periodontal hastalıklar ve diş çürüğü ile ilişkisi

Nezahat Sena Satan¹, Zühre Akarslan¹

1Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Diş Hekimliği Fakültesi, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye.

ÖZET

D vitamini vücut için gerekli olan, yağda eriyen çoğunlukla güneş ışınlarının deri ile etkileşimiyle elde edilen, steroid yapıda bir pro-hormondur. Bu vitamin paratiroid bezler, kemik, bağırsak ve böbrekler aracılığıyla kalsiyum, fosfor ve kemik metabolizmasını düzenlemektedir. D vitamininin immün yanıt ve inflamasyonda düzenleyici fonksiyona sahip olduğu ve hayvan modellerinde deneysel periodontitis üzerinde inhibitör etki gösterdiği bilinmektedir. Periodontal patojenlere karşı gelişen inflamatuvar ve immün cevap, konakçı bağışıklık sistemi tarafından tetiklenmektedir. D vitamini seviyeleri düşük olan periodontitis hastalarında, periodontal patoloji olmayan hastalarla göre inflamasyon biyobelirteçlerinin (IL-35, IL-17A ve TGF) ve inflamatuvar hücre infiltrasyonunun daha fazla olduğu saptanmıştır. Ayrıca bu hastalardaki D vitamini reseptör seviyeleri ve fibroblast hücrelerinin ise daha az olduğu bulunmuştur. Düşük konsantrasyonlarda kalsiyum ve fosfat iyonları içeren dişlerdeki D vitamini sinyal yollarının kaybı, dişlerin mineralizasyonunu engellemekte ve mineralizasyon kusurlarını oluşturmaktadır. D vitamini seviyesinin düşük olması, kırık ve çürük oluşumuna zemin hazırlayan hipomineralize alanların oluşumuna; diş gelişimi üzerinde olumsuz etkilere neden olabilmektedir. D vitamini demineralizasyonun ardından tükürükteki remineralizasyon için yeterli kalsiyum ve fosfat seviyelerini korumaktadır. Bu nedenle, yetersiz serum konsantrasyonları hem diş yapısında gelişimsel kusurlara hem de çürük aktivitesinde artışa yol açabilmektedir. Sonuç olarak, son yıllarda yapılan çalışmalar ışığında vücuttaki D vitamini seviyesinin periodontal patolojiler ve diş çürüklerinin gelişmesi ile ilişkili olabileceği bildirilmekle birlikte, kesin sonuçlara varılabilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç bulunmaktadır.

ANAHTAR KELİMELEER: Ağız sağlığı; diş çürükleri; D vitamini eksikliği; periodontal hastalıklar

Editör: Hacer Deniz Arısu, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye

YAYIN HAKKI: © 2025 Satan N.S., Akarslan Z. Bu eserin yayın hakkı [Creative Commons Attribution License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) ile ruhsatlandırılmıştır. Sınırsız kullanım, dağıtım ve her türlü ortamda çoğaltım, yazarlar ve kaynağın belirtilmesi kaydıyla serbesttir.

KAYNAK GÖSTERMEK İÇİN: Satan N.S., Akarslan Z. D Vitamininin Periodontal Hastalıklar Ve Diş Çürüğü ile İlişkisi. Acta Odontol Turc 2025;42(2):96-100

FINANSAL DESTEK: Bulunmamaktadır.

ÇIKAR ÇATIŞMASI: Bulunmamaktadır.

[Abstract in English is at the end of the manuscript]

GİRİŞ

D vitamini vücut için gerekli olan, yağda eriyen steroid yapıda bir pro-hormondur. Vücutta D2 (ergokalsiferol) ve D3 (kolekalsiferol) şeklinde bulunmaktadır. Bu vitamin paratiroid bezler, kemik, bağırsak ve böbrekler aracılığıyla kalsiyum, fosfor ve kemik metabolizmasını düzenlemektedir.¹ İnsanlar D vitamininin çoğunluğunu güneş ışınlarının deri ile etkileşimiyle, az bir kısmını ise diyet ile alınan yiyeceklerden almaktadır. D vitamininin sentezinin azalması, absorpsiyonunun bozulması, sekestrasyonunun artması, idrar ile atılımının arttığı durumlarda D vitamini eksikliği oluşmaktadır. Ayrıca bazı genetik veya kazanılmış hastalıklar da D vitamininin eksiliğine yol açmaktadır. 25-hidroksi vitamin D (25(OH)D) düzeyinin optimal değeri hakkında kesin bir görüş olmamakla birlikte, 21-29 ng/ml'den az olması yetersizlik, <20 ng/ml'den az olması ise eksiklik olarak kabul görmüştür.^{1,2}

D Vitamininin Kalsiyum, Fosfor ve Kemik Metabolizmasındaki Yeri

Ciltte bulunan 7-dehidrokolesterol (7-DHC), güneşteki ultraviyole ışınları ile temas ettiğinde D3 vitaminine dönüşmektedir. Diyetteki D2 vitamini de kan dolaşımında şilomikronlar tarafından emilerek D vitamini bağlayıcı proteine (VDBP) bağlanıp hedef organa taşınır. Karaciğerde, vitamin D-25-hidroksilaz (VD-25-hidroksilaz) tarafından 25(OH)D'ye dönüştürülür. D vitamininin aktif olmayan bu formu böbreklerde 1 alfa hidroksilaz aracılığıyla D vitamininin en aktif formu olan 1.25 dihidroksi vitamin D'ye [1.25(OH)2D]

Makale gönderiliş tarihi: 18 Eylül 2023; Yayına kabul tarihi: 16 Ocak 2024

*İletişim: Araştırma Görevlisi Dt. Nezahat Sena SATAN

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Araştırma görevlisi, Emek, Bışkek Cd. 1. Sokak No:4, 06490 Çankaya/Ankara, Türkiye.

e-posta: nezahatsatan@gazi.edu.tr

(kalsitriol) hidroksillenir. 1 alfa hidroksilaz enzimi D vitamini sentezindeki anahtar enzimdir. Bu ikinci hidroksilasyon, kalsiyum ve fosfat konsantrasyonlarına göre parathormon tarafından düzenlenir. Bu metabolit 25(OH)D' den daha aktiftir ve bağırsaktan kalsiyum emilimini artırır. 1.25(OH)2D3 yeterli düzeye ulaştığında 24 hidroksilaz enziminin salınımını arttırmakta, böbreklerde 24.25-dihidroksi vitamin D3 (24.25 (OH)2D3) şekline dönüştürülmekte ve sonra katabolize edilmektedir. 1.25(OH)2D, osteoblastlarda tanınır ve nükleer faktör- κ B ligandının (RANKL) reseptör aktivatörünün ekspresyonu yoluyla olgun osteoklastın indüklenmesini sağlar. Olgun osteoklastlar da kemikten kalsiyum ve fosforu uzaklaştırarak kalsiyum ve fosforun serum seviyelerini düzenlemektedir.^{2,3}

D Vitamininin Periodontal Hastalıklar ile İlişkisi

Periodontal hastalıklar, periodontal ataşman kaybıyla karakterize, yaygın kronik inflamatuvar bir durumdur. Dünya çapında yetişkinlerdeki en yaygın kronik inflamatuvar hastalıklardan birisidir.³ Periodontitis, orta yaşlı bireylerde diş kaybının ana nedenlerinden olup, yaşam kalitesini önemli ölçüde azaltmaktadır.⁴ Mekanizması tam olarak bilinmemekle birlikte, D vitamininin immün yanıt ve inflamasyonda düzenleyici fonksiyona sahip olduğu ve hayvan modellerinde deneysel periodontitis üzerinde inhibitör etki gösterdiği bilinmektedir.⁵ Periodontal patojenlere karşı gelişen inflamatuvar ve immün cevap, konakçı bağışıklık sistemi tarafından tetiklenmektedir. D vitamini seviyeleri düşük olan periodontitis hastalarında, periodontal patoloji olmayan hastalara göre inflamasyon biyobelirteçlerinin (IL-35, IL-17A ve TGF) ve inflamatuvar hücre infiltrasyonunun daha fazla olduğu saptanmıştır. Ayrıca bu hastalardaki D vitamini reseptör seviyeleri ve fibroblast hücrelerinin ise daha az olduğu bulunmuştur.^{2,4}

Pro-inflamatuvar sitokinler yara iyileşmesini bozup, kemik rezorpsiyonunu indükleyerek periodontitisin patogenezinde merkezi rol oynar. Cerrahi olmayan periodontal tedaviden önce D vitamini takviyesi yapılmasının tükürükteki pro-inflamatuvar sitokinleri azalttığı bildirilmiştir.² D vitamininin, immünomodülatör ve antimikrobiyal özellikleri veya kemik metabolizması üzerindeki etkisinden dolayı periodontitisin seyrini değiştirebileceği düşünülmektedir. *İn-vitro* ve *in-vivo* deneylerin sonuçlarına göre 1.25(OH)2D'nin, periodontitisin patogenezinde merkezi rol oynayan proinflamatuvar sitokinlerden IL-1b ve TNF- α 'nın monosit üretimini inhibe ettiği saptanmıştır.^{6,7,8}

1 α -hidroksilaz enziminin (CYP27B1), D vitamini metabolizmasında önemli bir rolü vardır. Bu enzim ilk olarak böbreklerde tespit edilmiş olmakla birlikte, yapılan *in-vitro* çalışmalarda periodontal ligament hücreleri ve gingival fibroblast hücrelerinde saptanmıştır.^{9,10} Ayrıca bir *in-vivo* çalışmada, gingival bağ dokusu fibroblastlarında ve gingival epitel hücrelerinde CYP27B1'in ekspresyonu gösterilmiştir. Bu sonuçlara göre D vitamininin periodontal immün savunmada faydalı olabileceği düşünülmüştür.¹¹

Çalışmaların çoğunluğunda D vitamini eksikliğinin periodontitis oluşumu ile ilişkili olduğu, bazılarında da ilişkili olmadığı bildirilmiştir. Suudi Arabistan'da dental tedavi için başvuran sağlıklı, sigara kullanmayan, D vitamini takviyesi almamış ve periodontal cerrahi yapılmamış 67 hastanın alveolar kret yüksekliği ve serum D vitamini düzeyleri değerlendirilmiş ve D vitamininin genç Suudi erkek ve kadınların alveolar kret yüksekliğinin korunmasında faydalı olduğu gösterilmiştir.¹²

New York'ta 53-81 yaş arası postmenopozal dönemde olan 567 kadında D vitamini durumunun biyobelirteçleri ile C reaktif protein (CRP) arasındaki ilişki incelenmiş ve plazma D vitamini konsantrasyonunun tükürük veya serum CRP konsantrasyonu ile ilişkisi bulunmamıştır.¹³

Kore'de Dong-gu bölgesinde 50-94 yaş aralığındaki 5405 hasta üzerinde yapılan çalışmada serum 25(OH) D düzeyinin periodontal hastalık durumu ve diş kaybı ile ilişkili olup olmadığı araştırılmıştır. D vitamini seviyelerinin mevcut diş sayısı ile ilişkisi erkeklerde anlamlı iken, kadınlarda anlamlı olmadığı görülmüştür. Bu çalışmanın sonucu 50 yaş üstü Koreli yetişkinlerde serum D vitamini düzeylerinin diş kaybı ve şiddetli periodontitis ile negatif ilişkili olduğunu göstermiştir.¹⁴ Kore'de yapılan bir diğer çalışmada; Kore Ulusal Sağlık ve Beslenme İnceleme Anketi (KNHANES) 2013–2014 veritabanı kullanılarak yapılan ve Topluluk Periodontal İndeksi (CPI) skorlarına dayalı D vitamini durumu ile periodontitis arasındaki ilişki analizine göre 60 yaş üstü erişkinlerde D vitamini düzeyinin düşük olmasının periodontitis oluşumunda önemli bir rol oynamadığı bulgulanmıştır.⁴

D vitamininin periodontal hastalıklar üzerine olan etkisi hamile hastalar üzerinde de incelenmiştir. İtalya'da 20 haftalığın üzerindeki hamile hastalarda yapılan bir çalışmada periodontal hastalık ve D vitamini eksikliği olan gebe kadınlarda erken doğum ve düşük kilolu doğum yapma prevalansının yüksek olduğu gösterilmiştir. Buna göre ağız sağlığı taraması ve 25(OH)D serum seviyeleri, hamile kadınlar için klinik uygulamada dikkate alınmalıdır.¹⁵

Osteoporozun periodontal hastalıkların gelişmesindeki rolü çeşitli çalışmalarda değerlendirilmiştir. Wang ve McCauley¹⁶ yaş, genetik faktörler, hormonal değişiklikler, sigara kullanımı, kalsiyum ve D vitamini eksikliğinin osteoporoz ve periodontal hastalığın risk faktörleri arasında bulunduğunu göstermiştir. Stein ve Tipton'nın¹⁷ D vitamini eksikliğinin sadece osteoporoz ve osteopeni için değil, aynı zamanda enfeksiyöz ve kronik inflamatuvar hastalıklar için de risk faktörü olduğunu göstermişlerdir. Bu çalışmalar alveolar kemik yoğunluğu, osteoporoz ve diş kaybı arasında bir ilişki olduğunu göstermiştir. Bunlar göz önüne alındığında D vitamini alımının periodontal dokuların sağlığı için faydalı olduğu raporlanmıştır.

Başaran ve ark.'nın¹⁸ 286 osteoporozlu hastada D vitamini düzeyinin yaşam kalitesi üzerine etkisine

dair yaptığı bir çalışmada; D vitamini düzeyi ile yaş, vücut kitle indeksi, eşlik eden hastalık sayısı, menopoz süresi, risk faktörleri, ağrı düzeyi ve diyetle kalsiyum alımı arasında korelasyon bulunamamıştır.

Beslenmenin, bağışıklık sistemi ile inflamatuvar yollar üzerindeki etkilerinin yanı sıra ağız sağlığındaki rolü üzerine yapılan araştırmalar giderek artmıştır. Bu araştırmalarda; yetersiz bir diyetin, doku homeostazisini değiştirdiği, mikrobiyal biyofilm direncini azalttığı ve yara iyileşmesinde gecikmeye neden olduğu bildirilmiştir. Özellikle yaşlı hastalar ve uzun süreli bakım altındaki hastalarda bu durumun daha belirgin olduğu raporlanmıştır. Bu nedenle hekimlerin, periodontitis, yara iyileşmesinde gecikme ve tekrarlayan ağız hastalıklarında D vitamini eksikliğini dikkate alması gerekmektedir.¹⁹

D vitamininin çürük ile ilişkisi

Diş çürükleri toplumda oldukça yaygın görülen bir patolojidir.²⁰ Çürük patogenezi anlaşılabilmek için dişlerin histogenezi hakim olmak gerekir. Dişler alveolar kemikle çevrili; mine, dentin ve sement olmak üzere üç farklı sert dokudan oluşan mineralize yapılardır. Odontogenez, osteogenezden farklı olmasına rağmen, diş mineralizasyonu kemikler gibi gelişimsel bozukluklara karşı hassastır. D vitamini, kemik ve diş mineralizasyonunda önemli bir rol oynamaktadır. Diş mineralizasyon süreci, iskelet mineralizasyonuna paralel olarak gerçekleşmektedir ve mineral metabolizması bozulduğunda kemik dokusuna benzer bozukluklar oluşmaktadır.^{2,21} Düşük konsantrasyonlarda kalsiyum ve fosfat iyonları içeren dişlerdeki D vitamini sinyal yollarının kaybı, dişlerin mineralizasyonunu engellemekte ve mineralizasyon kusurlarını oluşturmaktadır. D vitamini seviyesinin düşük olması, kırık ve çürük oluşumuna zemin hazırlayan hipomineralize alanların oluşumuna neden olabilmektedir. 25(OH)D, demineralizasyonun ardından tükürükte remineralizasyon için yeterli kalsiyum ve fosfat seviyelerini korumaktadır. Ayrıca karyojenik bakterilere karşı litik aktiviteye sahiptir. Bu nedenle, 25(OH)D'nin yetersiz serum konsantrasyonları hem diş yapısında gelişimsel kusurlara hem de çürük aktivitesinde artışa yol açabilmektedir. Süt dişlenme dönemi annenin 25(OH)D düzeyinden etkilenebilmektedir. Annenin 25(OH)D seviyesindeki azalma, meydana geldiği gebelik haftasına göre bebeğin sağlığı ve özellikle diş gelişimi üzerinde olumsuz etki oluşturabilmektedir.^{21,22}

D vitamini ile diş çürüğü arasındaki ilişkinin incelenmesi için çalışmalar yapılmış ancak, çelişkili sonuçlar bildirilmiştir. Polonya'da 1638 çocuk ile yapılan bir çalışmada D vitamini takviyesi ile çürük arasındaki ilişki incelenmiştir. Polonya coğrafi konumu ve dolayısıyla güneşe yeterince maruz kalmaması nedeniyle D vitamini eksikliği açısından yüksek risk altındadır. Bu çalışmanın sonucunda, D vitamini takviyesi alan çocuklarda takviye almayan çocuklara göre daha düşük çürük prevalansı olduğu saptanmıştır. Buna karşın erken çocukluk çağı çürükleri (EÇÇ) ve

yaygın çürüklerin görülme sıklığının D vitamini takviyesi ile ilişkili olmadığı, yaygın çürüklerin yatmadan önce şekerli içecek tüketimi ve biberon kullanımı ile ilişkili olduğu saptanmıştır.²³ Polonya'ya benzer şekilde yüksek enlem coğrafi konumu nedeniyle D vitamini eksikliği riski altında bulunan Kanada popülasyonları arasında süt dişlenmede D vitamini eksikliğinin diş çürükleri ile ilişkili olduğu bulunmuştur.²⁴

Hollanda'da, Generation R Çalışması kapsamında yapılan geniş katılımlı çalışmada prenatal (18-24. gebelik haftasında), perinatal (doğumda) ve erken çocukluk dönemi (6 yaşında) serum 25(OH)D konsantrasyonları ile 6 yaşındaki çocuklarda diş çürüğü riski arasındaki ilişkiler değerlendirilmiştir. Altı yaşındaki çocuklarda serum 25(OH)D konsantrasyonları ile çürük riskleri arasında zayıf bir ilişki bulunmuştur. Buna göre çocuklarda diş çürüklerinin önlenmesi için D vitamini takviyesi önerilmemiştir.²²

Portekiz'de 335 çocuğun katıldığı çalışmada, 7 yaşındaki çocukların düşük serum 25(OH)D düzeyleri (<30 ng/mL) ile karma ve daimi dişlenmedeki çürük prevalansı arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Daimi dişlerde ilerlemiş çürük lezyonlarının görülmesinin; gastrointestinal hastalıklar, yüksek karyojenik diyet ve düşük serum 25(OH)D düzeyleri ile ilişkili olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, karışık ve daimi dişlenme dönemlerindeki çürük varlığının sosyal ve davranışsal faktörlerle de ilişkili olduğu saptanmıştır. Bu çalışma sonucunda çocukluk çağındaki optimal D vitamini düzeyinin daimi dişlenme dönemindeki diş çürüklerinin önlenmesinde ek bir tedbir olabileceği rapor edilmiştir.²⁵ İsveç'te yapılan çalışmada ise 6 yaşındaki çocukların D vitamini düzeyi ile 2 yıl sonraki çürük durumu arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Bu çalışma kapsamında D vitamini seviyesi ile diş minesinin bozuklukları ve doğuştan gelen bağışıklık peptidi katelisinidin (LL37) seviyeleri incelenmiştir.²⁶ Katelisinidinler, bir antibakteriyel protein grubudur. Bu proteinler, insan ve hayvanlarda epitel dokuları ile miyeloid hücrelerinde bulunur. Konak savunmasının başlangıcında önemli rol oynarlar. Enfeksiyon ve yaralanma durumlarında üretilebilirler. Ancak, bazı bakteriyel patojenler bu üretimi engelleyebilir. İnsan katelin molekülü, sistein proteinaz inhibitörü olarak işlev görür ve *Escherichia coli* ile methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* (MRSA) gibi patojenlere karşı etkili olabilir. Özellikle, insan katelisi LL-37, keratonosit proliferasyonunu ve anjiyogenezi uyarır.²⁷ Bu çalışmanın sonucunda D vitamini seviyesi ile daimi dişlerdeki mine defektleri arasında ilişki bulunmamışken, D vitamini düzeyi ile LL37 seviyeleri arasındaki ilişki desteklenmiştir.²⁶

Alaska yerlisi çocuklarda şiddetli erken çocukluk çağı çürükleri (Ş-EÇÇ) sık görülmektedir. Yukon Kuskokwim Deltası bölgesindeki kadınların serum D vitamini konsantrasyonları, geleneksel deniz diyetindeki azalmaya bağlı olarak 1960'lardan bu yana düşmüştür. Son çalışmalar annelerde doğum öncesi D vitamini konsantrasyonları ile bebeklerinde Ş-EÇÇ arasında bir ilişki olduğunu göstermiştir.²⁸⁻³⁰ Maternal 25(OH)D

seviyeleri doğum öncesi ziyaretlerde ve kordon kanında değerlendirilmiştir. 12 ila 59 aylıkken en yüksek çürük, kayıp, dolgulu süt dişleri (DMFT) puanlarını kullanarak EÇÇ durumunu değerlendirmek için elektronik diş kayıtları sorgulanmıştır. Yapılan çalışmada sırasıyla 76 ve 57 anne/bebek çifti için doğum öncesi kontrol ve kordon kanı incelenmiştir. Anneleri doğum öncesi ziyaretler sırasında “yeterli” ve “yetersiz” 25(OH)D olan 12 ila 35 aylık çocuklar için ortalama DMFT puanlarında anlamlı bir fark görülmemiştir. 12 ila 35 aylık arasında kordon kanında D vitamini eksikliği olan çocukların DMFT skoru, eksik olmayan çocuklara göre 2 kat daha yüksek bulunmuştur. 36 ila 59 aylık çocuklar için ortalama DMFT skorlarında; kordon kanında D vitamini eksikliği olan ile olmayan arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu çalışmanın sonucunda maternal 25(OH)D düzeyinin süt dişlenmeyi etkileyebileceği ve hamile kadınlarda D vitamini düzeyinin iyileştirilmesinin bebeklerde EÇÇ oranını önleyebileceği bildirilmiştir.³¹

Williams ve ark.³² okul öncesi çocuklarda 25(OH)D durumu ile Ş-EÇÇ arasındaki ilişkiyi araştırmışlardır. Winnipeg, Manitoba ve Virginia’da yapılan iki vaka-kontrol çalışmasında <72 aylık çocukların demografik bilgiler, dental geçmişleri, oral hijyen durumları, 25(OH)D, kalsiyum ve paratiroid hormon konsantrasyonları değerlendirilmiştir. Ş-EÇÇ’li 200 çocuk ile kontrol grubu için çürüksüz 144 çocuğun verileri değerlendirilmiştir. Ş-EÇÇ olanlar, çürüksüz çocuklara göre önemli ölçüde daha düşük 25(OH)D konsantrasyonlarına sahipken, optimal 25(OH)D seviyeleri olanlar, daha düşük Ş-EÇÇ oranlarına sahip bulunmuştur. Ş-EÇÇ ile tanımlanan diğer önemli ilişkiler arasında düşük kalsiyum seviyeleri ve bebeklik döneminde anne sütü ile beslenmemenin yer aldığı bildirilmiştir.

Kötü ağız sağlığı için risk ve koruyucu faktörlerle ilgili epidemiyolojik çalışmalar çoğunlukla çocuklar ve yetişkinler arasında yapılmış olup, nadiren ergenlere odaklanılmıştır. Amerika Birleşik Devletleri’nde (ABD) yapılan çalışmada serum kotinin ve serum D vitamininin ergenlerde diş çürüğü ile ilişkili olup olmadığı incelenmiştir. Kotin, bütün ürünlerine maruz kalma miktarını objektif bir şekilde belirlemek için kullanılan bir biyobelirteçtir. Bu ölçüm, özellikle çalışmalarda ergenler arasında bütün maruziyetini değerlendirmek için kullanılır. 2005-2008 Ulusal Sağlık ve Beslenme İnceleme Anketine katılan 2579 ergenin verileri analiz edilmiştir. Bunun sonucunda serum kotinin düzeyi diş çürüğü ile ilişkili bulunmuştur. Bununla birlikte, düşük D vitamini düzeyleri (<30 nmol/L) ile yüksek çürük prevalansı ilişkisi kesinleştirilmemiştir.³³ ABD’de yapılan başka bir çalışmada yetişkinlerde 25(OH)D konsantrasyonunun diş çürükleri ile ilişkili olup olmadığı araştırılmıştır. 2007-2008 Ulusal Sağlık ve Beslenme İnceleme Anketi’ne toplam 4.244 katılımcı (20-80 yaş arası) kaydedilmiştir. Buna göre serum 25(OH)D düzeylerinin ABD’li yetişkinlerde diş çürüğü oluşumu ile önemli ölçüde ilişkili olduğu gösterilmiştir.³⁴

Sonuç olarak, son yıllarda yapılan çalışmalar ışığında vücuttaki D vitamini seviyesinin periodontal patolojiler

ve diş çürüklerinin gelişmesi ile ilişkili olabileceği bildirilmekle birlikte, kesin sonuçlara varılabilemesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç bulunmaktadır.

KAYNAKLAR

- Yanık S, Keskinrüzgar A, Aras M, Çetiner S. Vitamin D’nin biyolojik önemi ve diş hekimliği ile olan ilişkisi. J Dent Fac Atatürk Univ. 2015;25:128-34.
- Botelho J, Machado V, Proença L, Delgado AS, Mendes JJ. Vitamin D deficiency and oral health: A comprehensive review. Nutrients. 2020;12:1471.
- Zhou F, Ma N, Su R, He X, Wang X, Zhou Y, et al. Serum 25-hydroxyvitamin D is negatively associated with severe periodontitis: A cross-sectional study. BMC Public Health. 2021;21:1-8.
- Lee MR, Han SJ, Kim HE, Choi JS. Relationship between Vitamin D deficiency and periodontitis in Korean adults aged ≥60 years: analysis of data from the Korea national health and nutrition examination survey (2013-2014). Int J Environ Res Public Health. 2021;18:4181.
- Li H, Zhong X, Li W, Wang Q. Effects of 1.25-dihydroxyvitamin D3 on experimental periodontitis and AhR/NF-κB/NLRP3 inflammasome pathway in a mouse model. J Appl Oral Sci. 2019;27:e20180713.
- Ślebioda Z, Szponar E, Dorocka-Bobkowska B. Vitamin D and its relevance in the etiopathogenesis of oral cavity diseases. Arch Immunol Ther Exp (Warsz). 2016;64:385-97.
- Jimenez M, Giovannucci E, Krall Kaye E. Predicted vitamin D status incidence of tooth loss and periodontitis. Public Health Nutr. 2014;17:844-52.
- Stein SH, Livada R, Tipton DA. Re-evaluating the role of vitamin D in the periodontium. J Periodontol Res. 2014;49:545-53.
- Liu K, Meng H, Hou J. Activity of 25-hydroxylase in human gingival fibroblasts and periodontal ligament cells. PLoS One. 2012;7:52053.
- Liu K, Meng H, Hou J. Characterization of the autocrine/paracrine function of vitamin d in human gingival fibroblasts and periodontal ligament cells. PLoS One. 2012;7:39878.
- Liu K, Han B, Hou J, Zhang J, Su J, Meng H, et al. Expression of vitamin D 1α-hydroxylase in human gingival fibroblasts *in vivo*. PeerJ. 2021;9:10279.
- Madi M, Pavlic V, Mongith Alammari S, Mohammad Alsulaimi L, Shaker Alotaibi R, Mohammed AlOtaibi G, et al. The association between vitamin D level and periodontal disease in Saudi population, a preliminary study. Saudi J Dent Res. 2021;33:595-600.
- Twardowski SE, Wactawski-Wende J, Hovey KM, Andrews CA, Banack HR, LaMonte MJ, et al. Plasma 25-hydroxyvitamin D concentrations and serum and salivary c-reactive protein in the osteoporosis and periodontal disease study. Nutrients. 2021;13:1148.
- Kim H, Shin MH, Yoon SJ, Kweon SS, Lee YH, Choi CK, et al. Low serum 25-hydroxyvitamin D levels, tooth loss, and the prevalence of severe periodontitis in Koreans aged 50 years and older. J Periodontol Implant Sci. 2020;50:368-78.
- Ferrillo M, Migliario M, Rocuzzo A, Molinero-Mourelle P, Falcichio G, Umano GR, et al. Periodontal disease and vitamin D deficiency in pregnant women: which correlation with preterm and low-weight birth?. J Clin Med. 2021;10:4578.
- Wang CJ, McCauley LK. Osteoporosis and periodontitis. Cur Osteoporos Rep. 2016;14:284-91.
- Stein SH, Tipton DA. Vitamin D and its impact on oral health-An update. J Tenn Dent Assoc. 2011;91:30-3.
- Başaran S, Güzel R, Benliday IC, Uysal FG. Osteoporozda Vitamin D Düzeyinin Yaşam Kalitesi Üzerine Etkisi. Osteoporoz Dünyasından 2006;12:35-8.
- Rahman N, Walls A. Nutrient deficiencies and oral health. Monogr Oral Sci. 2020;28:114-24.
- Ülker M, Erkan A. Çürük riskinin değerlendirilmesi: Bu amaçla kullanılan laboratuvar ve klinik testler. Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics. 2014;5:12-20.
- Foster BL, Nociti Jr FH, Somerman MJ. The rachitic tooth. Endoc Rev. 2014;35:1-34.

22. Navarro C, Grgic O, Trajanoska K, Van Der Tas JT, Rivadeneira F, Wolvius EB, *et al.* Associations between prenatal, perinatal, and early childhood vitamin D status and risk of dental caries at 6 years. *J Nutr.* 2021;151:1993-2000.
23. Olczak-Kowalczyk D, Kaczmarek U, Gozdowski D, Turska-Szybka A. Association of parental-reported vitamin D supplementation with dental caries of 3-year-old children in Poland: A cross-sectional study. *Clin Oral Investig.* 2021;25:6147-58.
24. Schroth RJ, Jeal NS, Kliewer E, Sellers EA. The relationship between vitamin D and severe early childhood caries: A pilot study. *Int J Vitam Nutr Res.* 2012;82:53-62.
25. Carvalho Silva C, Gavinha S, Manso MC, Rodrigues R, Martins S, Guimarães JT, *et al.* Serum levels of vitamin D and dental caries in 7-year-old children in Porto Metropolitan Area. *Nutrients.* 2021;13:166.
26. Gyll J, Ridell K, Öhlund I, Karlslund Åkeson P, Johansson I, Lif Holgersson P, *et al.* Vitamin D status and dental caries in healthy swedish children. *Nutr J.* 2018;17:1-10.
27. Gürpınar S, Kırcan Ş. Antimikrobiyel peptidler. *İstanbul Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi,* 2010;36:61-66.
28. Schroth RJ, Lavelle C, Tate R, Bruce S, Billings, RJ, & Moffatt ME, *et.al.* (2014). Prenatal vitamin D and dental caries in infants. *Pediatrics,* 2014;133:1277-1284.
29. Hujoel PP. Vitamin D and dental caries in controlled clinical trials: systematic review and meta-analysis. *Nutr Rev.* 2013;71:88-97.
30. Schroth RJ, Rabbani R, Loewen G, Moffatt ME. Vitamin D and Dental Caries in Children. *J Dent Res.* 2016;95:173-9.
31. Singleton R, Day G, Thomas T, Schroth R, Klejka J, Lenaker D, *et al.* Association of maternal vitamin D deficiency with early childhood caries. *J Dent Res.* 2019;98:549-55.
32. Williams TL, Boyle J, Mittermuller BA, Carrico C, Schroth RJ. Association between vitamin D and dental caries in a sample of Canadian and American preschool-aged children. *Nutrients.* 2021;13:4465.
33. Akinkugbe AA, Moreno O, Brickhouse TH. Serum cotinine, vitamin D exposure levels and dental caries experience in U.S. adolescents. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2019;47:185-92.
34. Zhou F, Zhou Y, Shi J. The association between serum 25-hydroxyvitamin D levels and dental caries in US adults. *Oral Dis.* 2020;26:1537-47.

Association of Vitamin D with periodontal diseases and dental caries

ABSTRACT

Vitamin D is a fat-soluble, steroidal pro-hormone that is essential for the body and is mostly produced by the interaction of sunlight with the skin. This vitamin regulates calcium, phosphorus, and bone metabolism through the parathyroid glands, bone, intestine, and kidneys. Vitamin D is known to have a regulatory function in immune response and inflammation and an inhibitory effect on experimental periodontitis in animal models. The inflammatory and immune response to periodontal pathogens are mediated by the host immune system. Biomarkers of inflammation (IL-35, IL-17A, and TGF) and inflammatory cell infiltration were found to be higher in periodontitis patients with low vitamin D levels compared to patients without periodontal pathology. Vitamin D receptor levels and fibroblast cells were also found to be lower in these patients. Loss of vitamin D signaling pathways in teeth with low concentrations of calcium and phosphate ions inhibits tooth mineralization and leads to mineralization defects. Low levels of vitamin D can lead to the formation of hypomineralized areas, which predispose to fractures and caries and have negative effects on tooth development. Vitamin D maintains adequate calcium and phosphate levels for remineralization in saliva following demineralisation. Therefore, inadequate serum concentrations can lead to developmental defects in tooth structure and increased caries activity. In conclusion, in light of recent studies, it has been reported that vitamin D levels in the body may be associated with the development of periodontal pathologies and dental caries; however, further studies are needed to reach definitive conclusions.

KEYWORDS: Dental caries; oral health; periodontal diseases; Vitamin D deficiency

Derleme

Nanomateriyallerin endodontide kullanımı

Şadihan Kurt Koç ¹, Mügem Gürel Ekici ¹,Bağdagül Helvacıoğlu Kıvanç ¹¹Endodonti Anabilim Dalı, Diş Hekimliği Fakültesi, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye.

ÖZET

Nanoteknoloji, nano boyutlu yapıların üretimi ve kullanımını kapsayan bir alan olarak tanımlanmaktadır. Teknolojideki gelişmeler sonucunda nanomateriyaller diş hekimliği uygulamalarında daha fazla kullanılır hale gelmiştir. Malzemeler nano ölçekli boyutlarda farklı ve gelişmiş özelliklere sahip olabilirler. Bu özelliklerinden faydalanılarak tıpta ve diş hekimliğinde teşhis veya terapötik amaçlı olarak kullanılmış ve umut verici sonuçlar elde edilmiştir. Diş hekimliğinin her alanında kullanımı bulunan nanopartiküller, endodonti alanında da birçok amaçla kullanılmaktadır. Nanopartiküller, antibakteriyel özellik göstermeleri nedeniyle kök kanal tedavisinde kullanılan birçok materyale eklenebilir. Patlarda, obtürasyon ve dolgu materyallerinde, kök onarım malzemelerinde, kanal içi ilaç veya dezenfeksiyon materyallerinde, dental enstrümanların kaplanması, pulpa rejenerasyonunda ve yapıların nano-test edilmesinde nanoteknolojiden faydalanılabilir. Yapılan çalışmalarda nanoteknolojinin, endodontiyi de içeren diş hekimliği alanına birçok yeni malzeme ve teknik getirdiği görülmektedir. Nano diş hekimliği sürekli gelişmekte olan bir alandır ve bu gelişmelerin endodontik tedaviyi de içeren dental tedavilerin başarısını artıracığı düşünülmektedir. Bu makale, nanoteknoloji ve nanomateriyallerin endodonti uygulamalarındaki kullanımını tartışmakta ve örnekleriyle birlikte sunmaktadır.

ANAHTAR KELİMELEER: Endodonti; dezenfeksiyon; kök kanal dolgu materyalleri; nanopartiküller; nanoteknoloji

EDITÖR: Hacer Deniz Arısu, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye

YAYIN HAKKI: © 2025 Kurt Koç Ş., Gürel Ekici M., Helvacıoğlu Kıvanç B. Bu eserin yayın hakkı [Creative Commons Attribution License](#) ile ruhsatlandırılmıştır. Sınırsız kullanım, dağıtım ve her türlü ortamda çoğaltım, yazarlar ve kaynağın belirtilmesi kaydıyla serbesttir.

Makale gönderiliş tarihi: 18 Mayıs 2023; Yayına kabul tarihi: 17 Ekim 2023

*İletişim: Araştırma Görevlisi Dt. Şadihan Kurt Koç

Adres: Emek mah. Bışkek Cad. 1.Sok. No:8

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye.

E- posta: sadihankurt@gmail.com

KAYNAK GÖSTERMEK İÇİN: Kurt Koç Ş., Gürel Ekici M., Helvacıoğlu Kıvanç B. Nanomateriyallerin Endodontide Kullanımı. Acta Odontol Turc 2025;42(2):101-108

FINANSAL DESTEK: Bulunmamaktadır.

ÇIKAR ÇATIŞMASI: Bulunmamaktadır.

[Abstract in English is at the end of the manuscript]

GİRİŞ

Nanoteknoloji sayesinde atomik ve moleküler düzeyde materyaller ve cihazların araştırılması ve geliştirilmesi sonucu nanomateriyaller diş hekimliğinde ve uygulamalarında giderek artan şekilde kullanılır hale gelmiştir.¹ “Nano” kelimesi, “cüce” anlamına gelen Yunanca “nannos” kelimesinden türetilmiştir.² Nanoteknoloji terimi, 1-100 nm aralığında nano ölçekli boyutlardaki bilim, teknoloji ve mühendislik çalışmalarını içerir, nano boyutlu fonksiyonel yapıların üretilmesi ve kullanımını kapsar.³ Parçacıkların boyut ve şekillerinin metrenin milyarda biri ölçeğinde düzenlenmesiyle nanopartiküller elde edilir.^{4,5} Avrupa Komisyonu’nun tavsiyesine göre nanomateriyal, bağlanmamış durumda veya bir agregaya ya da aglomera olarak parçacıklar içeren doğal, tesadüfi veya imal edilmiş bir malzeme olarak tanımlanmaktadır.⁶ Malzemeler nano ölçekli boyutlarda farklı özellikler gösterebilir; daha iyi ısı veya elektrik iletebilir, daha iyi stabilizeye veya farklı manyetik özelliklere sahip olabilir, ışığı daha iyi yansıtabilir ya da renk değiştirici özelliklere sahip olabilir.⁷

Nanoteknoloji kavramı ilk olarak nanoteknolojinin atası olarak kabul edilen ve 1959’da Amerikan Fizik Derneği’nin toplantısında “Alta Bolca Yer Var” başlıklı konuşmasıyla ünlenen Richard Feynman tarafından tanıtılmıştır.^{8,9} 1974’te, Japon bilim insanı Norio Taniguchi “nanoteknoloji” terimini ilk kullanan ve tanımlayan kişi olmuştur.¹⁰ Daha sonra 1991 yılında Drexler, Peterson ve Pergamit, tıp uygulamalarında nano süreçlerle ilgili bir kitap yayınlamışlar ve bundan sonra “nanotıp” terimi kullanılmaya başlanmıştır.¹¹ Karbon nanotüpler olarak adlandırılan ünlü karbon formu, ilk kez 1991 yılında Iijima tarafından tanıtılmıştır.¹² “Nano-diş hekimliği” terimi, nanorobotların ve nanomalzemelerin geliştirilmesine katkıda bulunan Freitas tarafından icat edilmiştir.⁹

Son yıllarda, nano yapıları malzemeler, tıpta teşhis ve terapötikleri içeren çeşitli alanlarda kullanılmış ve umut verici sonuçlar görülmüştür. Nanopartiküllerin kuantum fenomenleri ve yüksek spesifik yüzey alanlarıyla ilişkili benzersiz kimyasal, biyolojik ve fiziksel özellikleri bu malzemelerin yüksek potansiyel taşıdığını göstermektedir. Ayrıca nanopartiküller, proteinler ve membran reseptörleri gibi biyomoleküllerin çoğuna benzer boyutları ve yüzey özellikleri ile bileşimlerinin ayarlanmasıyla biyomoleküllerle etkileşime girebilirler.¹³

Nanopartiküllerin Antibakteriyel Etki Mekanizması

Nanopartiküller, antibakteriyel özellikler gösterirler ve bu özelliklerinden dolayı birçok materyale eklenebilmektedirler. Antibakteriyel etki, çeşitli mekanizmalarla ortaya çıkmaktadır.

Genel olarak, mikroorganizmalar ve sporları yüzeylerinde negatif bir yük taşır, bu nedenle zıt yüke sahip bir nanopartikül, mikroorganizmaların yüzeyi için yüksek afiniteye sahiptir ve mikrobiyal hücre yüzeyinde birikir. Bu pozitif yüklü nanopartiküller, hücre zarına güçlü bir şekilde bağlanır ve geçirgenliğin artmasına neden olur. Böylece mikroorganizmaya giderek daha fazla nanopartikül girer ve hücre içi içeriğin sızmasına neden olur. Bu nanopartiküller mezozomlara da bağlanarak solunum, bölünme ve DNA replikasyonunu etkiler.¹⁴⁻¹⁶

Metabolik fonksiyonların düzenlenmesi öncelikle mikroorganizmalardaki metal iyonu homeostazına bağlıdır. Metal bazlı nanopartiküllerin fazlalığı, hücrenin hayatta kalabilmesi için gerekli olan bu temel parametreyi bozarak geri dönüşü olmayan hasara neden olur ve büyümenin geciktirilmesini veya mikroorganizmanın öldürülmesini tetikler.¹⁴ Nanopartiküller, hücre içinde oksidatif strese neden olan reaktif oksijen türlerinin açığa çıkmasına neden olarak solunum aktivitesini inhibe eder, ATP üretimini azaltır ve hücre zarının bozulmasına neden olur. Metal oksit nanopartiküller hücre içerisine girdiğinde bu reaktif oksijen türlerinin salınımına neden olur.^{14,17}

Nanopartiküller, amino asit yan zincirinin oksidasyonunu katalize eder, bu da katalitik aktivite kaybına neden olan proteine bağlı karbonillerin oluşumuna yol açarak protein bozulmasına ve çeşitli esansiyel enzimlerin inaktivasyonuna neden olur.^{14,18,19} Nanopartiküllerin elektriksel özelliklerinden dolayı nükleik asitle etkileşime girme yetenekleri vardır, bu da kromozomal ve plazmid DNA'sının replikasyon süreci üzerinde olumsuz bir etkiye neden olup sinyal iletiminin inhibisyonu ile sonuçlanır.^{14,20-23} Işığın varlığında, ışığa duyarlı nanopartiküller hücre zarının fotokimyasal değişimine ve proteinlere, özellikle de DNA'ya zarar vererek mikroorganizmanın foto öldürülmesine neden olur.^{14,24}

Nanopartiküllerin Sınıflandırılması

Nanopartiküller orijinlerine göre doğal ya da sentetik olarak incelenebilir. Boyutlarına göre sıfır boyutlu, bir boyutlu, iki boyutlu ve üç boyutlu olarak

sınıflandırılır.^{14,25,26} Sıfır boyutlular yüksek spesifik yüzey alanına sahip ve küre şeklindedir, bunlara örnek olarak kuantum noktaları, metal nanopartiküller, atomik agregatlar verilebilir. Bir boyutlular ışık saçılımı şeklinde olup nanobarlar, karbon nanotüpler bunlara örnek olarak verilebilir. İki boyutlular düz yüzeye ve yüksek adezyona sahiptir, bunlara örnek olarak nanofilmler, nanotabakalar ve grafen verilebilir. Üç boyutlular yüksek taşıyıcı mobilitesine sahiptir ve birbirine bağlı şekilde bir mimari gösterir. Grafit, elmas, polikristaller bu üç boyutlu nano yapılara örnek olarak verilebilir. Yapılarına göre sınıflandırılmasına bakıldığında karbon bazlılar, metaller, dendrimerler veya bunların bileşimlerinden oluşabilir. Dendrimerler, ağaç benzeri kollarından veya dallardan oluşan, iyi tanımlanmış, homojen ve monodispers yapıya sahip nano boyutlu, radyal simetrik moleküller olarak tanımlanmaktadır.^{14,27}

Tıpta ve Diş Hekimliğinde Nanopartiküller

Nanobilim alanındaki araştırmalar son yıllarda hızla artmaktadır. Nanoteknolojinin tıptaki uygulama alanlarına olan ilgi, nanotıp adı verilen yeni bir alan ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Tıp ve diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan nanoteknolojinin, hastalığın teşhisi, tedavisi ve önlenmesinde önemli ilerlemeler sağlayacağı öngörülmektedir.²⁸ Nanotıp, hastalık teşhisi, tedavisi, önlenmesi ve nano boyuttaki materyaller ile biyoteknoloji, genetik mühendisliği ve nanorobotlar kullanılarak insan sağlığının korunması ya da iyileştirilmesini içeren bilim ve teknoloji alanıdır. Tıp alanlarının birçoğunda nanoteknolojiden faydalanılmaktadır.²⁹

Hastalıkların erken teşhisi ve hastalığa karşı önceden var olan yatkınlığın araştırılması "*nanodiagnoz*" ile mümkündür, nano cihazlar ile hücresel ve moleküler düzeyde analizler yapılabilir. Nanoteknoloji yardımıyla hücre içi ve hücre dışı etkileşimlerde bulunulabilir. Bununla birlikte hücre çoğalması ve farklılaşması indüklenebilir ve rejenerasyon sağlanabilir.²⁸ Bakteri, virüs veya mantar gibi istenmeyen patojenler, mikrobivorlar adı verilen ve kan dolaşımında bulunabilen yapay fagositler ile sindirilip yok edilebilir.³⁰ Nanoteknoloji sayesinde nanopartiküller kullanılarak belirli hücrelere ilaç verilebilir. Nanopartiküller küçük ilaç moleküllerini tutabilir ve istenen yere taşıyabilirler. Bu amaçla biyobozunur nanopartiküller kullanılabilir. Biyobozunur nanopartiküller fizyolojik ortamda parçalanabilir, aynı zamanda biyolojik olarak yeniden emilebilirler. Aktif ajanın sadece istenen bölgede ve istenen dozda bırakılması biyoyararlanımı artırırken ilaç tüketim miktarını ve yan etkileri azaltır. Bu sayede hem maliyet azalır hem de hasta konforu artar.^{31,32} Cerrahi nanorobotlar, kan dolaşımı yoluyla vücutta çeşitli damarlara ve diğer boşluklara girebilir. Bir cerrah tarafından programlanan veya yönlendirilen cerrahi bir nanorobot ile patoloji belirlenebilir ve nano manipülasyon ile lezyonlar teşhis ve tedavi edilebilir.³¹

Nanoteknolojinin diş hekimliğindeki uygulamaları tıptaki uygulamalarına kıyasla daha yavaş ilerlemiştir

fakat günümüzde diş hekimliği alanında nanopartiküller giderek daha fazla rol oynamaktadır. Çok sayıda diş malzemesi nanopartikül içerir. Özellikle rezin esaslı kompozit malzemeler, simanlar ve implant malzemeleri bu grubun en önemlileridir.¹ Diş hekimliğinin neredeyse her alanında nanomateriyallerden faydalanılmaktadır:

- Ortodontide mükemmel deforme olabilirlik, korozyon direnci ve mukavemete sahip nanoflex ortodontik teller olarak³³ ve ortodontik nanorobotlar tarafından diş repozisyonlandırılmasında⁹,
- Konservatif diş hekimliğinde dentin aşırı duyarlılığını gidermek⁹ ve nanoadezivler, polimerler gibi adezyon ajanının etkilerini ve özelliklerini artırmak için²⁸, ayrıca nanokompozitler³⁴ ve nano light-cure cam iyonomer restoratif materyaller³⁴ olarak,
- Protetik diş tedavisinde implantlarda³⁵, ölçü malzemelerinde²⁸, nanokompozit protez dişlerinde³⁰,
- Oral diagnozda oral kanser tanısı³⁶ ve tedavisi³⁷ için,
- Oral cerrahide nanorobotlar tarafından nanoanesteziye⁹ ve nanoiğneler, nanopreseller^{34,38}, nanosterilize edici çözeltiler³⁹ olarak,
- Periodontolojide dentifrobotlar (nano boyutlu hidroksiapatit moleküllerinden oluşan dentifikler) olarak⁹, ayrıca ilaç dağıtım sistemleri ve diş repozisyonlanmasında³⁴,
- Endodontide temizleme ve şekillendirmeden sonra kanalları oral mikrofloradan kurtarmak için efektif irrigasyon solüsyonu olarak¹⁴ nanomateriyaller kullanılabilir.

Dental Nanorobotlar

Nanoteknolojide, bir maddenin atomlarını manipüle etmek, atomik ve moleküler yapı taşlarından bir şeyler üretmek için nanorobotlar kullanılmaktadır. Nanorobotlar, 1-100 nm aralığında teorik mikroskobik cihazlardır.⁴⁰ Bunlar diş hekiminin kontrolü altında makine olarak çalışan karbon bazlı moleküllerdir. Hücrelerden enerji elde ederler. Yapılarındaki ana element, elmas ya da fuller formunda karbondur. Bu materyaller yüksek mukavemet gösterdiği için tercih edilir.⁴¹ Nanorobotların navigasyon hassasiyeti yüksektir bu sayede konumsal doğruluğa sahip olma eğilimindedirler. Görevlerini tamamladıktan sonra, vücuttan boşaltım kanalları tarafından uzaklaştırılabilirler.⁴² Diş hekimliğinde çeşitli kullanım alanları bulunmaktadır.

Nanorobotik analjezikler ile iğneler kullanılmadan anestezi sağlanabilir. Bu sayede hasta konforu artar, kaygı azaltılabilir. Anestezinin istenilen bölgeye istenilen miktarda uygulanabilmesi ve istendiğinde etkisinin geri çevrilebilmesi kontrol edilebilir, böylece yan etki ve komplikasyonların azalması sağlanabilir.^{30,43}

Dentin hassasiyeti gösteren dişlerde, hassas olmayan dişlere kıyasla dentin tübüllerinin yüzeyde sayıca fazla olması ve çapının iki kat büyük olmasının bu hassasiyete sebep olduğu bulunmuştur. Aşırı dentin duyarlılığı, tübüller aracılığıyla pulpa iletilen hidrodinamik basıncın değişiminden kaynaklanabilir.

Dental nanorobotlar, dentin tübüllerini tıkayarak hastalara hızlı ve kalıcı bir tedavi sağlayabilir.^{30,43}

Dentifrobotlar nanorobot içeren diş macunu ve gargaralarda bulunabilir. Ağız temizliği sırasında supragingival ve subgingival yüzeylerde biriken organik maddelerin debridmanını sağlar, bu sayede kötü koku da önlenmiş olur. Dentifrobotlar plaktaki patojen bakterileri yok eder ve sağlıklı bir ekosistem oluşmasına yardımcı olur.^{30,43}

2022 yılında Hindistan'da yapılan bir çalışmada nanorobotların kanal tedavisi sırasında dentin tübüllerinin temizlenmesinde kullanılması araştırılmıştır. Burada kullanılan nanorobotlar sarmal şeklindedir ve demirle kaplanmış silikon dioksitten yapılmıştır. Bu demir kaplama sayesinde nanorobotlar bir manyetik alan tarafından kontrol edilir. Mevcut irrigasyon ve aktivasyon sistemlerinin kullanılması ile dentin tübülleri içinde en fazla 800 mikrometre derinliğe ulaşabilmişken nanorobotlar 2.000 mikrometre derinliğe ulaşabilmiştir. Çalışmada nanorobotlar hızla değişen manyetik alana maruz bırakılmış, bu da lokalize olarak ısılarının artmasını sağlamıştır. Isı artışının *Enterococcus faecalis* ile enfekte edilen tübüllerde dezenfeksiyonu sağlaması hedeflenmiş ve nanorobotlar etrafındaki bakteri hücrelerinin öldüğü gözlemlenmiştir. Belirli bir bölgede manyetik alanın tersine çevrilmesi ile nanorobotların tübüllerden geri çıkarılabildiği de gösterilmiştir. Bu çalışma nanorobotların endodontik tedavide kullanımı için yeni bir yöntem olarak sunulmuştur.⁴⁴

Guo ve ark.⁴⁵ tarafından yapılan başka bir çalışmada bir kanal patı, antibakteriyel materyal ve manyetik nanopartiküller eklenerek modifiye edilmiştir. Modifiye patla kök kanal tedavisi tamamlanan dişlere manyetik alan uygulanmış ve içerdiği manyetik nanopartiküller sayesinde kanal patının dentin tübüllerine daha derin bir şekilde nüfuz ettiği gözlemlenmiştir. Antibakteriyel kanal patının, bu uygulama sayesinde dentin tübüllerindeki biyofilm tabakasına etki edebileceği ve periapikal iyileşmeyi destekleyebileceği görülmüştür.

Nanopartiküllerin Endodontide Kullanımı

Endodontide nanoteknoloji, patlarda, obtürasyonda, kompozitlerde, kök onarım malzemelerinde, kanal içi ilaç veya dezenfeksiyon uygulamalarında, dental enstrümanların kaplanması, nano boyutlu ilaçlarla ilgili tedavilerde ve pulpa rejenerasyonunda kullanılabilir.^{1,8,46} Yapıların nano-test edilmesinde de nanoteknolojiden faydalanılabilir.³

Endodontide kullanılan nanopartiküller organik ve inorganik olarak ayrılabilir. Organik nanopartiküller olarak grafen, kitosan, poly(lactic)co-glycolic asit sayılabilir. İnorganik nanopartiküller ise biyoaktif cam ürünleri, kalsiyum silikat, hidroksiapatit, gümüş bileşikler, metaller ve metal oksitler olarak sıralanabilir.^{3,8} Birçok nanopartikül kompozitlere ilave edilebilir. Gümüş nanopartiküller, kuaterner amonyum polietilenimin, çinko oksit nanopartiküller, titanyum dioksit nanopartikülleri, bakır oksit nanopartikülleri diş hekimliğinde antimikrobiyal özellikleri için kullanılabilir.¹

Endodontide sık kullanılan nanopartiküllerden biri olan grafen, *S. mutans*'a karşı iyi antimikrobiyal özellik gösterir ve gelişmiş doku çözücü etkisi vardır; düşük toksisite, yüksek stabilite gösterir.⁸ Grafenin bir türevi olan grafen nanoplatelet, Rago ve ark.⁴⁷ tarafından yapılan bir çalışmada, çeşitli mikroorganizmalara ve özellikle *S. mutans*'a karşı antimikrobiyal özellikler göstermiştir. Taramalı elektron mikroskobu görüntülerinde, grafen nanoplatelet ile hücreler arasında güçlü bir mekanik bağın var olduğu görülmüştür. Bu bağ sayesinde hücrelerin küçülmesi ve yakalanması ile mikroorganizmaların yok edilmesinin sağlandığı düşünülmüştür.

Karbon nanotüpleri bakteri membranına penetre olabilir, bu nedenle gelişmiş antimikrobiyal özellikler gösterir.⁸

Gümüş nanopartikülleri yüzey alanlarının geniş ve boyutlarının küçük olması nedeniyle bakteri hücre zarına kolayca nüfuz edebilir ve hızlı bakterisidal etkiye neden olur, antibakteriyel etkileri uzun süre devam eder. Özellikle *E. faecalis*'e karşı efektif antimikrobiyal ajan olarak kullanılabilir. Biyouyumludur ve düşük toksisite gösterir. Dezavantaj olarak renk değişikliği yapmasından dolayı anterior dişlerin tedavisinde kullanılamaması sayılabilir.^{8,48,49} Afkhami ve ark.⁵⁰ tarafından yapılan bir çalışmada, 100 ppm gümüş nanopartikülleri içeren irrigasyon süspansiyonu özellikleri, konvansiyonel olarak kullanılan %2.5 sodyum hipoklorit (NaOCl) ile karşılaştırılmış ve benzer antimikrobiyal etkinlikte oldukları gözlenmiştir. Chan ve ark.⁵¹ yaptığı bir çalışmada, gümüş nanopartikülleri içeren bir irrigasyon solüsyonu hazırlanmış ve irrigan olarak kullanımının sitotoksik etkisi araştırılmıştır. Nano-gümüş partiküllü endodontik irrigasyon solüsyonunun hem insan periodontal ligament kök hücresine hem de fare fibroblastlarına sitotoksik olmadığı gözlemlenmiştir. Bu hücrelerin NaOCl'ye ve gümüş nanopartiküllü çözeltiye maruz kalmaya karşı sağ kalımları benzer bulunmuştur. Nanogümüş partikülleri içeren irrigasyon solüsyonunun etkinliğinin değerlendirildiği başka bir çalışmada, gümüş nanopartikülleri, etanol ve sodyum hidroksit bileşenleri kullanılarak yeni bir irrigasyon solüsyonu elde edilmiştir. Bu solüsyon konsantrasyonu %5.25 olan NaOCl ile karşılaştırıldığında, gümüş nanopartikül içerikli irrigasyon solüsyonunun hem *E. faecalis* hem de *S. aureus* eliminasyonunda NaOCl kadar etkili olduğu sonucuna varılmıştır.⁵²

Kitosan, kitinin deasetillenmiş bir türevidir ve kimyasal olarak modifiye edilebilir. Bol bulunan doğal bir biyopolimerdir. Kitosan nanopartikülleri yüksek pH'a sahiptir, alkali suda ve organik çözücülerde inaktiftir ve çözünmezler. Mükemmel antibakteriyel, antifungal ve antiviral özellikler gösterir. Kitosan, kök kanalı ve dentin tübüllerine nüfuz ederek uzun süreli antimikrobiyal etki sağlar.⁸ Barreras ve ark.⁵³ *in vitro* çalışmalarında, *E. faecalis*'i kanallardan uzaklaştırmak için klorheksidin (CHX) ile birlikte kitosan nanopartikülleri kullanmışlardır ve enfekte olmuş kollajen membranlarda önemli ölçüde daha yüksek bakteriyel inhibisyon görülmüştür.

Savitha ve ark.⁵⁴ yaptığı bir çalışmada kitosan, CHX glukonat ve bu ikisinin karışımının, yenilenen kanal tedavisi vakalarında kanal içi ilaç olarak kullanımı değerlendirilmiştir. CHX ile kitosan kombinasyonu, *E. faecalis*'e karşı en yüksek sinerjik antibakteriyel etkiye sahip olduğu ve başarısız endodontik prosedürlerde kanal içi ilaç olarak kullanılabilmesi bulunmuştur.

Değiştirilmiş konsantrasyonlarda SiO₂, Na₂O ve P₂O₅, biyoaktif cam bazlı nanopartiküllerin ana bileşenlerini oluşturur. Boyutları 20 ila 60 nm arasında değişmektedir. Alkali pH değerleri ve ozmotik etkilerinden dolayı antibakteriyel özellikleri vardır. Kalsiyum-fosfat çökeltisi oluşturma etkileriyle demineralize mine yüzeyinin remineralizasyonunu sağlarlar.⁸

Mezoporöz kalsiyum silikatlar, 80 ila 100 nm arasında değişen boyutlarda, yüksek spesifik yüzey alanına ve gözenek hacmi oranına sahip nanopartiküllerdir. Endodontideki avantajları antibakteriyel verimlilik, enjekte edilebilirlik, apatit mineralizasyonu, osteo-stimülasyon ve ilaç dağıtım sistemlerinde kullanılabilmesi olarak sıralanabilir. Bu nanopartiküllerin, doğada oldukça viskoz olmaları nedeniyle kök kanallarının apikal üçte birinin doldurulmasında kullanımı bulunmaktadır.^{8,55} Hidroksiapatit nanopartiküller endodontide çok kullanılsa da tıp ve diş hekimliği alanında yaygın olarak kullanılır. Hidroksiapatit nanopartiküllerinin ana işlevi, dentin tübüllerine entegre olmak ve bu tübüllerin açıklıklarını kapatarak sinirlerin dış uyaranlara maruz kalmasını önlemeye yardımcı olmaktır. Bu nedenle hidroksiapatit nanopartiküllerinin dentin aşırı duyarlılığını azaltmada uygulaması bulunur.⁸ Bu nanokristaller, demineralize mine yüzeyinin remineralize edilmesine yardımcı olan çeşitli diş macunlarında ve ağız gargaralarında bulunur.⁵⁶ Hidroksiapatit, kemiğe bağlanabilen ve böylece herhangi bir lokal veya sistemik enflamatuar reaksiyonu azaltabilen biyouyumlu bir materyaldir. Böylece periapikal iyileştirici ajan olarak kullanılabilir.^{56,57} Hosseinzade ve ark.⁵⁸ çeşitli simanların fizyokimyasal özellikleri üzerine yürüttüğü bir çalışmada, Mineral Trioksit Agregat (MTA), zengin kalsiyum içeriğine sahip bir siman olan Calcium Enriched Mixture (CEM), kalsiyum fosfat hidroksiapatit ve nano hidroksiapatit-kitosan simanlar incelenmiştir. Simanların örnek diskleri simüle edilmiş vücut sıvısı çözeltisine daldırılmış ve pH ölçümü yapılmıştır. Hidroksiapatit ve nano hidroksiapatit-kitosan simanları çözeltiyi nötralize etmiş (pH=7), CEM ve MTA çözeltiyi bazik hale getirmişlerdir. Elde edilen sonuçlar, pH değerlerine göre CEM ve nano hidroksiapatit kitosanın daha uygun biyoaktif özelliklere sahip olduğunu göstermiştir.

Silika nanopartiküllerinin, endodontiden çok konservatif diş hekimliği alanında kullanımı mevcuttur. Bu nanopartiküller, düşük toksisite ve yoğunluk seviyelerine, mükemmel biyouyumluluğa ve geniş yüzey alanına sahiptir. Çeşitli restoratif malzemelerde doldurucu olarak ve ayrıca polisajlanacak yüzeyde

daha düşük pürüzlülüğe neden olma kabiliyeti nedeniyle polisaj ajanı olarak kullanılabilirler.^{8,59}

Demir bileşiği nanopartikülü antimikrobiyal özellikleri nedeniyle kullanılabilir. Endodontik biyofilmlerin eliminasyonunda antibiyotik kullanımı, antibiyotiklere ve bazı immünolojik hücrelere geçirgen olmayan ekzopolimerlerin üretimi nedeniyle zordur. Böylece demir bazlı nanopartiküller bu mikroorganizmaların tamamen ortadan kaldırılmasında rol oynar. Demir oksit nanopartikülleri, dental implantlarda bulunan biyofilmin yok edilmesi amacı ile de kullanılabilir.^{8,60}

Kimyasal bir oksit olan zirkonya (ZrO_2), dişe benzer optik ve metalik özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde oldukça fazla kullanılmıştır. ZrO_2 'nin yüksek sertliği, mukavemeti, korozyon direnci ve mükemmel kimyasal özellikleri nedeniyle yüksek performanslı bir seramik malzeme olduğu kanıtlanmıştır. Suda çözünmediği için sitotoksik etkisi düşüktür. Bakteriyel kolonizasyona karşı etkilidir.^{8,61,62} ZrO_2 bazlı nanopartiküller, *E. faecalis* gibi spesifik mikroorganizmalara karşı oldukça güçlüdür ve bu nedenle endodontide anti-mikrobiyal bir ajan olarak kullanılmaktadır.⁶³ Tanamaru ve ark.⁶⁴ çalışmalarında, ZrO_2 nanopartiküllerinin MTA'nın ana bileşeni olan Portland çimentosuna biyoyumluluğunu olumsuz yönde etkilemeden takviye edilerek etkili bir radyopaklaştırıcı olarak kullanılabileceğini bulmuşlardır. İki grup olarak mikro ve nano boyutlu ZrO_2 partikülü test edilmiş ve her iki grup da ISO/ADA standartları tarafından önerildiği gibi 3 mm Al'ye eşdeğer gelişmiş radyopatisite özelliği göstermiştir.

Titanyum dioksit nanopartikülleri, kendi kendini temizleyebilen, stabil parçacıklardır. Fotokatalitik özelliklere sahiptirler ve ultraviyole ışına maruz kaldıklarında reaktif oksijen türlerinin oluşumunu tetikleyerek hücrede oksidatif strese neden olurlar. Lipid peroksidasyonu özelliğinden dolayı membran akışkanlığını ve buna bağlı olarak membran geçirgenliğini artırarak bakteriyel hücre zarına zarar verirler. Ayrıca flukonazole dirençli suşlar için etkili bir antifungal olarak kullanılırlar.^{8,65}

Magnezyum oksit (MgO) ve kalsiyum oksit (CaO) nanopartiküllerinin hem gram-pozitif hem de gram-negatif mikroorganizmalara karşı etkili olduğu bulunmuştur. Hücre zarının bozulması, hücre içi içeriğin sızması ve sonunda hücre ölümüne yol açarak antibakteriyel etkinlik gösterirler.⁸ Kishen ve ark.⁶⁶ tarafından yapılan bir çalışmada, *E. faecalis*'in eradikasyonunda uzun süreli etkinliklerini araştırmak için %5.25 NaOCl, 5 mg/L konsantrasyonunda MgO nanopartikülleri ve kitosan nanopartikülleri karşılaştırılmaktadır. Hem MgO hem de kitosan nanopartiküllerinin, altın standart %5.25 NaOCl ile karşılaştırılabilir veya üstün sonuçlar gösterdiği sonucuna varılmıştır. Monzavi ve ark.⁶⁷'nin nano MgO içerikli irrigasyon solüsyonunun endodontik patojenleri ortadan kaldırmadaki etkisini değerlendirmek için yaptığı bir çalışmada, solüsyonun antimikrobiyal etkinliği, NaOCl ve CHX glukonatin antimikrobiyal etkinliği ile karşılaştırılmıştır. Sonuçlar, 5 mg/L konsantrasyona

sahip nano MgO içerikli solüsyonun, %5.25 NaOCl'e kıyasla *E. faecalis*'in uzaklaştırılmasında uzun vadede daha etkili olduğunu göstermiştir.

Bakır oksit nanopartikülleri, bakterilerin hücre zarını geçebilirler. Bakteriyel enzimlere zarar vererek hem gram-pozitif hem de gram-negatif bakterilere karşı antibakteriyel etki sağlarlar. Ayrıca bazı antifungal özelliklere sahiptirler.⁸ Bakır, kolay temin edilebilir ve düşük maliyetli bir materyaldir. Bakır nanopartikülleri kimyasal olarak sentezlenebilir ya da bakırın açık havada ve suda oksitlenebilme özelliği ile doğal yollardan bakır oksit nanopartikülleri elde edilebilir.⁶⁸ Bakır elementinin mezenkimal hücrelerin osteojenik farklılaşmasını indükleyebildiği düşünülmektedir.⁶⁹ Bakırın bu özelliğine dayanarak Karkehabadi ve ark.⁷⁰, bakır oksit nanopartiküllerinin ve light-emitting diode (LED) kullanımının apikal papilla kök hücrelerinin osteojenik/odontojenik farklılaşması üzerine etkisini araştırmışlardır. LED ve bakır oksit nanopartiküllerinin birlikte kullanımı, sadece LED kullanımı ve kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında gen ekspresyonunu önemli ölçüde artırmıştır.

Çinko oksit nanopartikülleri, bakteriler ve mantarlar üzerinde geniş antimikrobiyal etkilere sahip biyoyumlu materyallerdir. Çinko oksit nanopartiküllerinin antibakteriyel özellikleri, partiküllerin boyutlarına, şekillerine, çözünürlüklerine, yüzey yüklerine ve konsantrasyonlarına göre değişir. Yüzey alanı arttıkça antibakteriyel özellikleri artar.⁷¹ Javidi ve ark.⁷² bir çalışmalarında nano çinko oksit tozu içeren pat kullanmış ve sızıntısını AH26 ve mikro boyutlu çinko oksit tozu içeren öjenol pat ile karşılaştırmıştır. Çalışmada nano çinko oksit tozu içeren pat grubu kalsinasyon sıcaklığına göre 500 °C, 600 °C ve 700 °C olarak 3 grupta incelenmiştir. Sıcaklık arttıkça nano partikül boyutlarında artış meydana gelmiş, bu da mikrosızıntıyı artırmıştır. Minimum mikrosızıntı, 500 °C'de kalsine edilmiş nano-tozlarda meydana gelmiştir. Yine de sonuçlar nano çinko oksit tozlarının, araştırılan diğer dolgu patları arasında en düşük mikro sızıntıya sahip olduğunu göstermiştir; sonuç olarak bu tip patlar kanal tedavisi için uygun bulunmuştur. Parçacık boyutundaki artış, efektif yüzeyin azalmasına neden olduğundan, sızıntıyı önlemek için daha küçük boyuttaki nano parçacıklar daha uygundur.

Lee ve ark.⁷³ endodontide yaygın kullanılan bir dolum materyali olan gütaperkayı (GP) modifiye etmek için nano elmas kullanmışlardır. Nano elmaslar, çapı yaklaşık 4-6 nm olan karbon nanopartikülleridir. Malzemelerin karakterizasyonu, nano elmasların kullanılmasının GP'nin mekanik özelliklerini geliştirdiğini göstermiştir. En yüksek stres noktasından elde edilen sonuçlara göre çekme dayanımları modifiye edilmemiş GP'de 7 MPa, ağırlıkça %5 nano elmaslı GP'de 12 MPa ve ağırlıkça %10 nano elmaslı GP'de 19 MPa olmuştur.

Nano girinti testi, materyallerin sertliğini ölçmek için bir yöntemdir. Vickers veya Martens testleri gibi sadece tek bir karakteristik değeri belirleyebilen klasik sertlik

ölçüm yöntemlerinin aksine, nano-girinti tekniği birkaç malzemeye özgü parametrenin çok kesin, derinliğe bağlı bir ölçümünü gösterebilir. Jamleh ve ark.⁷⁴ endodontide kullanılan nikel-titanyum (NiTi) eğeler üzerinde döngüsel yorgunluğun etkisini araştırmak için nano-girinti testi uygulamışlardır. Çalışma, bahsedilen tekniğin NiTi aletlerinin hata mekanizmasını değerlendirmek için uygulanabilir olduğunu göstermiştir.

SONUÇ

Nano diş hekimliği, nanoteknolojinin yeni bir uygulama alanıdır. Nanopartiküllerin diş hekimliği alanında kullanılabilmesi için fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin iyi bilinmesi gerekmektedir. Nanopartiküllerin *in vivo* davranışı, *in vitro* ortamdan oldukça farklıdır. Bu yüzden bu materyallerin *in vivo* sitotoksitesinin ve biyoyumluluklarının araştırılması gerekmektedir.^{3,32}

Endodontik tedavi bakteri eliminasyonunun ön planda olduğu ve çok çeşitli materyallerin kullanıldığı kompleks bir tedavidir. Bu nedenle endodontide kullanılan materyellerin geliştirilmesine ihtiyaç vardır. Yeni geliştirilen nanopartiküllerin diş hastalıklarının tanı ve tedavisinde kullanımı güçlü potansiyel barındırmaktadır. Nano diş hekimliği sürekli gelişmekte olan bir alandır ve bu gelişmelerin endodontik tedaviyi de içeren dental tedavilerin başarısını artıracığı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Dağlıoğlu Y, Yavuz MC. Dişhekimliğinde nanoteknoloji ve uygulamaları. EÜ Dişhek Fak Derg 2020;41:149-60.
- Kaehler T. Nanotechnology: basic concepts and definitions. Clin Chem 1994;40:1797-9.
- Özdemir O, Kopac T. Recent Progress on the Applications of Nanomaterials and Nano-Characterization Techniques in Endodontics: A Review. Materials 2022;15:5109.
- Allhoff F. On the autonomy and justification of nanoethics. Nanoethics 2007;1:185-210.
- Bayda S, Adeel M, Tuccinardi T, Cordani M, Rizzolio F. The history of nanoscience and nanotechnology: from chemical-physical applications to nanomedicine. Molecules 2019;25:112.
- European Commission. Commission recommendation of 18 October 2011 on the definition of nanomaterial. J Eur Union 2011;275:38-40.
- National Nanotechnology Initiative. Nanotechnology: Big Things from a Tiny World [Internet]. Alexandria (VA): National Nanotechnology Coordination Office; c2018 [cited 2023 Mar 30]. Available from: <https://www.nano.gov/big-things-from-a-tiny-world>.
- Raura N, Garg A, Arora A, Roma M. Nanoparticle technology and its implications in endodontics: a review. Biomater Res 2020;24:21.
- Freitas RA Jr. Nanodentistry. J Am Dent Assoc 2000;131:1559-65.
- Taniguchi N. On the basic concept of 'nano-technology'. Proceedings of the International Conference of Production Engineering; 1974; Tokyo, Japan.
- Drexler EK, Peterson C, Pergamit G. Unbounding the Future: The Nanotechnology Revolution. 1st ed. New York: William Morrow and Company; 1991.
- Iijima S. Helical microtubules of graphitic carbon. Nature 1991;354:56-8.
- Neoh KG, Li M, Kang ET. Characterization of Nanomaterials/ Nanoparticles. In: Kishen A, editor. Nanotechnology in endodontics: current and potential clinical applications. 1st ed. Switzerland: Springer Cham; 2015. p. 23-44.
- Bhushan J, Maini C. Nanoparticles: a promising novel adjunct for

dentistry. Indian J Dent 2019;11:167-73.

- Kim YH, Lee DK, Cha HG, Kim CW, Kang YC, Kang YS. Preparation and characterization of the antibacterial Cu nanoparticle formed on the surface of SiO₂ nanoparticles. J Phys Chem B 2006;110:24923-8.
- Wang D, Lin Z, Wang T, Yao Z, Qin M, Zheng S, *et al*. Where does the toxicity of metal oxide nanoparticles come from: the nanoparticles, the ions, or a combination of both? J Hazard Mater 2016;308:328-34.
- Nel A, Xia T, Madler L, Li N. Toxic potential of materials at the nanolevel. Science 2006;311:622-7.
- Lynch I, Dawson KA. Protein-nanoparticle interactions. Nano Today 2008;3:40-7.
- Aggarwal P, Hall JB, McLeland CB, Dobrovolskaia MA, McNeil SE. Nanoparticle interaction with plasma proteins as it relates to particle biodistribution, biocompatibility and therapeutic efficacy. Adv Drug Deliv Rev 2009;61:428-37.
- Giannousi K, Lafazanis K, Arvanitidis J, Pantazaki A, Dendrinos-Samara C. Hydrothermal synthesis of copper based nanoparticles: Antimicrobial screening and interaction with DNA. J Inorg Biochem 2014;133:24-32.
- Arakha M, Pal S, Samantarai D, Panigrahi TK, Mallick BC, Pramanik K, *et al*. Antimicrobial activity of iron oxide nanoparticle upon modulation of nanoparticle-bacteria interface. Sci Rep 2015;5:14813.
- Kirstein J, Turgay K. A new tyrosine phosphorylation mechanism involved in signal transduction in *Bacillus subtilis*. J Mol Microbiol Biotechnol 2005;9:182-8.
- Shrivastava S, Bera T, Roy A, Singh G, Ramachandrarao P, Dash D. Characterization of enhanced antibacterial effects of novel silver nanoparticles. Nanotechnology 2007;18:225103.
- Chen WJ, Chen YC. Fe₃O₄/TiO₂ core/shell magnetic nanoparticle-based photokilling of pathogenic bacteria. Nanomedicine (Lond) 2010;5:1585-93.
- Hall JB, Dobrovolskaia MA, Patri AK, McNeil SE. Characterization of nanoparticles for therapeutics. Nanomedicine (Lond) 2007;2:789-803.
- Zhang L, Gu FX, Chan JM, Wang AZ, Langer RS, Farokhzad OC. Nanoparticles in medicine: therapeutic applications and developments. Clin Pharmacol Ther 2008;83:761-9.
- Sampathkumar SG, Yarema KJ. Dendrimers in cancer treatment and diagnosis. Nanotechnol Life Sci. In: Kumar CSSR, editor. Nanomaterials for Cancer Diagnosis. Weinheim: Wiley-VCH; 2007. Vol 7. p. 1-43.
- Patil M, Mehta DS, Guvva S. Future impact of nanotechnology on medicine and dentistry. J Indian Soc Periodontol 2008;12:34-40.
- European Science Foundation Policy Briefing. ESF Scientific Forward Look on Nanomedicine. France: European Science Foundation; 2005 Feb.
- Freitas RA Jr. Nanotechnology, nanomedicine and nanosurgery. Int J Surg 2005;3:243-6.
- Gupta J. Nanotechnology applications in medicine and dentistry. J Investig Clin Dent 2011;2:81-8.
- Roig-Soriano X, Souto EB, Elmsari F, Garcia ML, Espina M, Duran-Sindreu F, *et al*. Nanoparticles in Endodontics Disinfection: State of the Art. Pharmaceutics 2022;14:1519.
- Zakrzewski W, Dobrzynski M, Dobrzynski W, Zawadzka-Knefel A, Janecki M, Kurek K, *et al*. Nanomaterials Application in Orthodontics. Nanomaterials (Basel). 2021;28:337.
- Chandki R, Kala M, Kumar KN, Brigit B, Banthia P, Banthia R. 'Nanodentistry': exploring the beauty of miniature. J Clin Exp Dent 2012;4:e119-24.
- Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. Dent Mater 2007;23:844-54.
- Jain KK. Nanodiagnosics: application of nanotechnology in molecular diagnostics. Expert Rev Mol Diagn 2003;3:153-61.
- Pauwels EK, Kairemo K, Erba P, Bergstrom K. Nanoparticles in cancer. Curr Radiopharm 2008;1:30-6.
- Kanaparthi R, Kanaparthi A. The changing face of dentistry: nanotechnology. Int J Nanomedicine 2011;6:2799-804.

39. Jhaveri HM, Balaji PR. Nanotechnology: The future of dentistry. J Indian Prosthodont Soc 2005;5:15-7.
40. Schleyer TL. Nanodentistry: Fact or fiction? J Am Dent Assoc 2000;131:1567-8.
41. Sujatha V, Suresh M, Mahalaxmi S. Nanorobotics-A futuristic approach. SRM Univ J Dent Sci 2010;1:86-90.
42. Aeran H, Kumar V, Uniyal S, Tanwer P. Nanodentistry: Is just a fiction or future. J Oral Biol Craniofacial Res 2015;5:207-11.
43. Arora R, Kapoor H. Nanotechnology in Dentistry - Hope or hype. OHDM 2014;13:928-33.
44. Dasgupta D, Peddi S, Saini DK, Ghosh A. Mobile Nanobots for Prevention of Root Canal Treatment Failure. Adv Healthc Mater 2022;11:e2200232.
45. Guo X, Sun Y, Wang Z, Ren B, Xu HHK, Peng X, *et al.* The Preventive Effect of A Magnetic Nanoparticle-Modified Root Canal Sealer on Persistent Apical Periodontitis. Int J Mol Sci 2022;23:13137.
46. Zakrzewski W, Dobrzyński M, Zawadzka-Knefel A, Lubojański A, Dobrzyński W, Janecki M, *et al.* Nanomaterials Application in Endodontics. Materials 2021;14:5296.
47. Rago I, Bregnocchi A, Zanni E, D'Aloia AG, De Angelis F, Bossu M, *et al.* Antimicrobial activity of graphene nanoplatelets against *Streptococcus mutans*. 2015 IEEE 15th International Conference on Nanotechnology (IEEE-NANO); 2015 July 27-30; Rome, Italy. IEEE; 2015. p. 9-12.
48. Slenters TV, Hauser-Gerspach I, Daniels AU, Fromm KM. Silver coordination compounds as light-stable, nano-structured and anti-bacterial coatings for dental implant and restorative materials. J Mater Chem 2008;18:5359-62.
49. Percival SL, Bowler PG, Russell D. Bacterial resistance to silver in wound care. J Hosp Infect 2005;60:1-7.
50. Afkhami F, Akbari S, Chiniforush N. *Enterococcus faecalis* elimination in root canals using silver nanoparticles, photodynamic therapy, diode laser, or laser-activated nanoparticles: an *in vitro* study. J Endod 2017;43:279-82.
51. Chan EL, Zhang C, Cheung GS. Cytotoxicity of a novel nano-silver particle endodontic irrigant. Clin Cosmet Investig Dent 2015;7:65-74.
52. Moghadas L, Narimani T, Shahmoradi M. Antimicrobial activity of a new nanobased endodontic irrigation solution: *in vitro* study. Dent Hypotheses 2012;3:142-6.
53. Barreras US, Méndez FT, Martínez REM, Valencia CS, Rodríguez PRM, Rodríguez JPL. Chitosan nanoparticles enhance the antibacterial activity of chlorhexidine in collagen membranes used for periapical guided tissue regeneration. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl 2016;58:1182-7.
54. Savitha A, SriRekha A, Vijay R, Ashwija, Champa C, Jaykumar T. An *in vivo* comparative evaluation of antimicrobial efficacy of chitosan, chlorhexidine gluconate gel and their combination as an intracanal medicament against *Enterococcus faecalis* in failed endodontic cases using real time polymerase chain reaction (qPCR). Saudi Dent J 2019;31:360-6.
55. Wu C, Chang J, Fan W. Bioactive mesoporous calcium-silicate nanoparticles with excellent mineralization ability, osteostimulation, drug-delivery and antibacterial properties for filling apex roots of teeth. J Mater Chem 2012;22:16801-9.
56. Hannig M, Hannig C. Nanomaterials in preventive dentistry. Nat Nanotechnol 2010;5:565-9.
57. Khetawat S, Lodha S. Nanotechnology (Nanohydroxyapatite Crystals): Recent Advancement in Treatment of Dental Hypersensitivity. J Interdiscipl Med Dent Sci 2015;3:181.
58. Hosseinzade M, Soflou RK, Valian A, Nojehdehian H. Physicochemical properties of MTA, CEM, hydroxyapatite and nano hydroxyapatite-chitosan dental cements. Biomed Res 2016;27:442-8.
59. Priyadarsini S, Mukherjee S, Mishra M. Nanoparticles used in dentistry: A review. J Oral Biol Craniofac Res 2018;8:58-67.
60. Sathyanarayanan MB, Balachandranath R, Srinivasulu YG, Kannaiyan SK, Subbiahdoss G. The effect of gold and iron-oxide nanoparticles on biofilm-forming pathogens. ISRN Microbiol 2013;2013:272086.
61. Lugh V, Sergio V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dent Mater 2010;26:807-20.
62. Ramesh TR, Gangaiah M, Harish PV, Krishnakumar U, Nandakishore B. Zirconia Ceramics as a Dental Biomaterial - An Overview. Trends Biomater Artif Organs 2012;26:154-60.
63. Hu C, Sun J, Long C, Wu L, Zhou C, Zhang X. Synthesis of nano zirconium oxide and its application in dentistry. Nanotechnol Rev 2019;8:396-404.
64. Guerreiro-Tanomaru JM, Trindade-Junior A, Costa BC, da Silva GF, Drullis Cifali L, Basso Bernardi MI, *et al.* Effect of zirconium oxide and zinc oxide nanoparticles on physicochemical properties and antibiofilm activity of a calcium silicate-based material. ScientificWorldJournal 2014;2014:975213.
65. Lubojanski A, Dobrzynski M, Nowak N, Rewak-Soroczynska J, Sztylek K, Zakrzewski W, *et al.* Application of Selected Nanomaterials and Ozone in Modern Clinical Dentistry. Nanomaterials (Basel) 2021;11:259.
66. Kishen A, Shi Z, Shrestha A, Neoh KG. An Investigation on the Antibacterial and Antibiofilm Efficacy of Cationic Nanoparticulates for Root Canal Disinfection. J Endod 2008;34:1515-20.
67. Monzavi A, Eshraghi S, Hashemian R, Momen-Heravi F. *In vitro* and *ex vivo* antimicrobial efficacy of nano-MgO in the elimination of endodontic pathogens. Clin Oral Investig 2015;19:349-56.
68. Keskin NB, Aydın ZU, Uslu G, Özyürek T, Erdönmez D, Gündoğar M. Antibacterial efficacy of copper-added chitosan nanoparticles: a confocal laser scanning microscopy analysis. Odontology 2021;109:868-73.
69. Eivazzadeh-Keihan R, Bahojb Noruzi E, Khanmohammadi Chenab K, Jafari A, Radinekiyan F, Hashemi SM, *et al.* Metal-based nanoparticles for bone tissue engineering. J Tissue Eng Regen Med 2020;14:1687-714.
70. Karkehabadi H, Rahmati A, Abbasi R, Farmany A, Najafi R, Behroozi R, *et al.* Effect of copper oxide nanoparticles and light-emitting diode irradiation on the cell viability and osteogenic/odontogenic differentiation of human stem cells from the apical papilla. BMC Oral Health 2023;23:249.
71. Moradpoor H, Safaei M, Mozaffari HR, Sharifi R, Imani MM, Golshah A, *et al.* An overview of recent progress in dental applications of zinc oxide nanoparticles. RSC Adv 2021;11:21189-206.
72. Javidi M, Zarei M, Naghavi N, Mortazavi M, Nejat AH. Zinc oxide nano-particles as sealer in endodontics and its sealing ability. Contemp Clin Dent 2014;5:20-4.
73. Lee DK, Kim SV, Limansubroto AN, Yen A, Soundia A, Wang CY, *et al.* Nanodiamond-Gutta Percha Composite Biomaterials for Root Canal Therapy. ACS Nano 2015;9:11490-501.
74. Jamleh A, Sadr A, Nomura N, Yahata Y, Ebihara A, Hanawa T, *et al.* Nano-indentation testing of new and fractured nickel-titanium endodontic instruments. Int Endod J 2012;45:462-8.

The use of nanomaterials in endodontics

ABSTRACT

Nanotechnology is defined as a field that encompasses the production and use of nano-sized structures. With advances in technology, nanomaterials have become increasingly used in dentistry applications. Materials at the nano-scale can exhibit different and advanced properties, which have been utilized for diagnostic or therapeutic purposes in medicine and dentistry, with promising results. Nanoparticles, which are used in every field of dentistry, are also used for many purposes in the field of endodontics. Nanoparticles can be added to many materials used in root canal treatment due to their antibacterial properties. Nanotechnology can also be utilized in sealers, obturation and filling materials, root repair materials, intra-canal medication

or disinfection applications, coating dental instruments, pulp regeneration, and nano-testing of structures. Studies have shown that nanotechnology has brought many new materials and techniques to the field of dentistry, including endodontics. Nano-dentistry is a continuously developing field, and it is believed that

these developments will increase the success of dental treatments, including endodontic therapy. This article discusses the use of nanotechnology and nanomaterials in endodontic applications and provides examples.

KEYWORDS: Disinfection; endodontics; nanoparticles; nanotechnology; root canal filling materials