





ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DERGİSİ

The Journal of Ondokuz Mayıs University Faculty of Dentistry

ISSN:1302-4817

CİLT/VOL: 16

SAYI/NUMBER:3

EYLÜL-ARALIK

2015



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

The Journal of Ondokuz Mayıs University Faculty of Dentistry

CİLT: 16
SAYI: 3
2015

**Ondokuzmayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesinin bilimsel
yayın organıdır.**

The official organ of Ondokuz Mayıs
University Faculty of Dentistry
Yılda üç kez yayımlanır.
Published three times a year.

SAHİBİ / Owner
REKTÖR
Prof. Dr. Sait BİLGİÇ

SORUMLU YAZI İŞLERİ MÜDÜRÜ /
Director of Publications
DEKAN V.
Prof. Dr. Selim ARICI

YAYIM KURULU / Editorial Board

BAŞKAN / Editorial Chief
Prof. Dr. Duygu SARAÇ

ÜYELER / Executive Committee
Prof. Dr. Hikmet AYDEMİR
Prof. Dr. Elif Eser SAKALLIOĞLU
Prof. Dr. Emine ŞEN TUNÇ
Doç. Dr. Şafak KÜLÜNK
Doç. Dr. Burcu BAŞ
Doç. Dr. Ali KELEŞ

TEKNİK KURUL / Technical Committee

Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL
Doç. Dr. Elif KALYONCUOĞLU
Doç. Dr. İlker KESKİNER
Doç. Dr. İbrahim DURAN
Yrd. Doç. Dr. Aslıhan Zeynep ÖZ

İLETİŞİM ADRESİ / Correspondence

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi
Dergi Sekreterliği, 55200, Kurupelit,
SAMSUN
Editör Tel: 0362 457 6030
Tel: 0362 312 19 19 -8135
Fax: 0362 457 60 32
E-Posta: dis_dergi@omu.edu.tr

BİLİMSEL DANIŞMA KURULU (Alfabetik Sıra İle)
Advisory Board (In Alphabetical Order)

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi

Prof. Dr. Umut Tekin
Prof. Dr. Mahmut SÜMER
Prof. Dr. Nergiz YILMAZ
Doç. Dr. Emel BULUT
Doç. Dr. Bora ÖZDEN
Doç. Dr. Nilüfer ÖZKAN
Doç. Dr. Nükhet ÇELEBİ
Doç. Dr. Gülperi ŞANLI KOÇER
Doç. Dr. Doruk KOÇYİĞİT

Ağız Diş ve Çene Radyolojisi

Prof. Dr. Peruze ÇELENK
Prof. Dr. Pınar SÜMER
Prof. Dr. Pelin GÜNERİ
Prof. Dr. Özlem ÜÇOK
Prof. Dr. Sema DURAL
Prof. Dr. Abubekir HARORLI
Prof. Dr. Ayşe GÜLŞAH
Doç. Dr. Murat CANGER
Doç. Dr. Ömer S. SEZGİN

Endodonti

Prof. Dr. Kürşat ER
Prof. Dr. Emre BODRUMLU
Prof. Dr. Hikmet AYDEMİR
Doç. Dr. Tamer TAŞDEMİR
Doç. Dr. Kezban Meltem TOPÇU
Doç. Dr. Dilek YİĞİT
Doç. Dr. Uğur İNAN
Doç. Dr. Ebru DEMİRYÜREK

Ortodonti

Prof. Dr. Müge AKSU
Prof. Dr. Ali Altuğ BIÇAKÇI
Prof. Dr. Mustafa Sertar TOROĞLU
Prof. Dr. Ali İhya KARAMAN
Prof. Dr. Tamer TÜRK
Prof. Dr. Selim ARICI
Prof. Dr. Mete ÖZER
Doç. Dr. Selma ELEKDAĞ TÜRK
Doç. Dr. Nursel ARICI
Doç. Dr. Hakan EL
Doç. Dr. Ayşe GÜLŞEN

Pedodonti

Prof. Dr. Aysun AVŞAR
Prof. Dr. Işıl ŞAROĞLU SÖNMEZ
Prof. Dr. Dilşah ÇOĞULU
Prof. Dr. Çiğdem KÜÇÜKEŞMEN
Prof. Dr. Nurhan ÖZALP
Doç. Dr. Sezin ÖZER
Doç. Dr. Şule BAYRAK
Doç. Dr. Tamer TÜZÜNER

Periodontoloji

Prof. Dr. Onur UÇAK
Prof. Dr. Turgut DEMİR
Prof. Dr. Bülent KURTİŞ
Prof. Dr. Zuhal YETKİN AY
Prof. Dr. Umur SAKALLIOĞLU
Prof. Dr. Gonca KELEŞ
Prof. Dr. Burcu ÇETİNKAYA
Doç. Dr. Tuğrul KIRTILOĞLU
Doç. Dr. Ayla ÖZTÜRK
Doç. Dr. Abdullah AKMAN

Restoratif Diş Tedavisi

Prof. Dr. Naime Bilinç BULUCU
Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR
Prof. Dr. Arzu MÜJDECİ
Prof. Dr. Ertan ERTAŞ
Doç. Dr. Emine Şirin KARAARSLAN
Doç. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL
Doç. Dr. Eda KAYA GÜLER

Protetik Diş Tedavisi

Prof. Dr. Nur HERSEK
Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI
Prof. Dr. Filiz AYKENT
Prof. Dr. Filiz KEYF
Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU
Prof. Dr. Y. Şinasi SARAÇ
Doç. Dr. Murat YENİSEY
Doç. Dr. Murat KURT
Doç. Dr. Çağrı URAL
Doç. Dr. Tolga KÜLÜNK



Bu dergi Türk Diş Hekimleri Birliği Sürekli Diş Hekimliği Eğitimi (TDB-SDE) Yüksek Kurulu tarafından her sayı için 3 kredi ile kredilendirilmiştir.

ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
The Journal of Ondouz Mayıs University Faculty of Dentistry

Cilt : 16

Sayı : 3

2015

Volume : 16

Number : 3

2015

İÇİNDEKİLER / Contents

SAYFA / Page

<i>Kimyasal Yüzey İşlemlerinin Quartz Fiber Postun Mikro-Sertliği Üzerine Etkisi</i> The Effect Of Different Chemical Surface Treatments On The Micro-Hardness Of Quartz Fiber Post	7 - 14
<i>Extreme CM R3 ve SANI S3 NiTi Eğelerinin Döngüsel Yorgunluğa Karşı Dirençlerinin</i> Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Extreme CM R3 and SANI S3 NiTi Files	15 - 19
<i>Kuvars Fiber Post Uygulanan Dişlerde Farklı Kor Materyallerinin Koronal Mikrosızıntıya Etkisi</i> Effect of Different Core Materials on Coronal Microleakage of Teeth Supported by Quartz Fiber Posts	21 - 27
<i>Kök Kanalından Kırık Alet Uzaklaştırılması: İki Olgu Sunumu</i> Removal of Separated File From Root Canal: Two Case Reports	29 - 34
<i>Talon tüberküllerinin Bioaggregate kullanılarak yapılan profilaktik pulpotomileri: 2 olgu sunumu</i> Prophylactic pulpotomies of talon cusps using Bioaggregate: report of two cases	35 - 41
<i>Doğal Yaşam ve Oral Dokularda Biyofilm</i> Biofilm In Natural and Oral Tissues	41 - 50
<i>Implant çevresi defektlerin onarımı: Bir derleme</i> Repair of peri-implant defects: A review	51 - 58





Kimyasal Yüzey İşlemlerinin Quartz Fiber Postun Mikro-Sertliği Üzerine Etkisi

The Effect Of Different Chemical Surface Treatments On The Micro-Hardness Of Quartz

Fiber Post

*Şafak KÜLÜNK**, *Murat YENİSEY***, *Tolga KÜLÜNK**, *Duygu SARAÇ***

Özet

Amaç: Endüstriyel çözücülerin quartz fiber post materyalinin sertliği üzerine etkisini değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Ebatları 2.1 mm × 5 mm olacak şekilde quartz fiber posttan hazırlanan 18 adet örnek 3 ana gruba ayrıldı (n=6). Birinci gruptaki örnekler silan bağlayıcı ajan (Grup S), ikinci gruptaki örnekler 10 dak %24 hidrojen peroksit (H₂O₂) (Grup H) ve üçüncü gruptaki örnekler metilen klorid (CH₂Cl₂) (Grup M) uygulandı. Yüzey işlemlerinden sonra fiber postların sertliği bir yüzey sertliği ölçüm cihazı ile Vickers sertlik numarası (VHN) olarak kaydedildi. Yüzey işlemlerinin post yüzeyinde oluşturduğu değişiklikler tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) (×250) ile değerlendirildi.

Bulgular: Kimsayal yüzey işlemi fiber postun sertliği üzerine etkili bulundu (p<0.05). En yüksek mikrosertlik değeri silan bağlayıcı ajan uygulanan grupta, en düşük mikrosertlik değeri H₂O₂ uygulanan grupta elde edildi.

Sonuç: Uygulanan yüzey işlemleri quartz fiber postun mikrosertliği üzerine etkili bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Fiber post, Metilen klorid, Mikro-sertlik

Abstract

Aim: To evaluate the effect of chemical surface treatment on the hardness of quartz fiber post material

Materials and Methods: Eighteen samples that prepared from quartz fiber posts in 2.1mm×5mm dimensions, were divided into 3 groups (n = 6). In Group S, Group H and Group M, the silane coupling agent, 24% hydrogen peroxide (H₂O₂) for 10 minutes and methylene chloride (CH₂Cl₂) for 5 seconds were applied, respectively. After surface treatments, the hardness of the fiber posts was recorded as a Vickers hardness number (VHN) with a surface hardness tester. The changes on the post surface of the surface treatments were evaluated by scanning electron microscopy (SEM, × 250).

Results: Chemical surface treatment was effective on the hardness of fiber post. The highest micro-hardness value was obtained in the silane coupling agent group, the lowest was obtained in the H₂O₂ group.

Conclusion: The chemical surface treatments used in this study were found to be effective on quartz fiber post microhardness.

Key Words: Fiber post, Methylene chloride, Micro-hardness

* Doç. Dr., Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Ted. A.D., Samsun.

** Prof. Dr., Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Ted. A. D., Samsun.

Giriş

Endodontik tedavili dişlerin protez öncesi restorasyonunda kullanılan paslanmaz çelik, altın, döküm ve seramik post veya post-core'ların kullanımı ile ilgili olarak kök veya post kırılması, retansiyon kaybı, metalik postlarda görülen korozyon ürünlerinin diş ve restorasyonda renklenmeye sebep olması, maliyet gibi birçok dezavantajın rapor edilmesi üzerine özellikle, tam seramik restorasyonlarla birlikte fiberle güçlendirilmiş postlar tercih edilmeye başlanmıştır¹⁻¹⁰.

Fiber ile güçlendirilmiş postların estetik olmaları, rezinlerle bağlantısının yüksek olması, dolayısıyla kök dentinine bağlanma dayanıklılığının iyi olması ve özellikle elastik modüllerinin dentine benzer (16-40 GPa) olması en önemli avantajlarıdır^{1,12}. Homojen bir yapıya sahip olan (isotropik) rijit metal postlar yerine elastik modülü dentine yakın olan fiber postlar, homojen olmayan (anisotropik) yapıya sahiptir ve yüklemeler altında bükülür ve bunun sonucunda, post ve dentin arasında oluşan streslerin dağılır^{2,13}. Resin yapılarındaki değişiklikler, fiber kompozisyonu, üretici yöntemleri ve diş şekli, postların heterojen bir aile olmasına neden olmuştur. Günümüzde mevcut olan fiber postlar aslında kompozit materyallerdir. Bunlar bir polimer rezin matriks tarafından çevrelenmiş karbon, kuartz, zirkonyum, cam veya silika fiberlerden oluşur. Bu polimer rezin matriks genellikle epoksi veya metakrilat polimer rezin (Bisfenol A-glisidil metakrilat (BisGMA) matriksdir^{1,10,12,14,15}.

BisGMA yaygın olarak cam fiber postlar için bir temel rezin malzemesi olarak kullanılmıştır¹⁰. Fiber kompozitlerin içinde bir matriks materyali olarak kullanılan ısı ile polimerize olan bir polimer olan epoksi rezin ise daha çok karbon ve kuartz fiber postlarda rezin kaide olarak kullanılmaktadır^{10,16}. Fiber post sistemleri içindeki fiber oranı yaklaşık % 35- 65 arasındadır ve yüksek fiber içeriğine sahip olan post tipik olarak daha sert ve dayanıklıdır^{1,11,14,17}. Fiber lifleri ve matriks bağlantısı için bağlayıcı ajan olarak silan kullanılmaktadır^{11,13}.

Fiberlerin yerleştirildiği polimer matriksin (çoğunlukla epoxy rezin) yüksek oranda çapraz bağlar içermesi ve yeniden aktive edilememesi, prefabrike fiber postun simana bağlantısını olumsuz etkilemektedir¹⁸. Bu nedenle fiber postun, siman ve core materyaline bağlantısını arttırmak için farklı post materyallerini, post şekillerini ve yüzey işlemlerini içeren birçok çalışma yapılmıştır^{6,11,18,19,20,21,22,23,24}.

Postlar ve restoratif materyaller arasındaki bağlanma direncini arttırmak için mekanik işlemlerin (asitle pürüzlendirme, kumlama, frezle aşındırma, kimyasal çözücüler, lazer), kimyasal ajanların (primer kaplama, silan kaplama) ve bu her iki yöntemin kombine kullanımını (tribokimyasal silika kaplama, elektrokimyasal pürüzlendirme) içeren birçok yüzey işlemi önerilmiştir^{11,18,20,25-31}.

Endüstriyel uygulamalarda kullanılan kimyasal çözücülerden bazıları, fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitlerin bileşenleri arasındaki bağlantıyı düzenlemek için kullanılmaktadır³¹⁻³³. Hidrojen peroksit (H₂O₂), potasyum permanganat, sodyum etoksit bu amaçla uygulanan kimyasal ajanlardan bazılarıdır. Yine bu kimyasal çözücülerden metilen klorid (CH₂Cl₂), diş hekimliğinde kaide plağı ile tamir materyali arasında kimyasal bağlantıyı arttırmak amacıyla kullanılabilir³⁴⁻⁴⁰. Bununla birlikte fiber post yüzeyine uygulanan kimyasal yüzey işlemlerinin fiber postun fiziksel özelliklerine etkisini inceleyen yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı quartz fiber postlara uygulanan farklı kimyasal yüzey işlemlerinin fiber postun sertliği üzerine etkisini incelemektir. Çalışmanın hipotezi, kimyasal yüzey işlemlerinin quartz fiber postun sertliğini düşüreceği yönünde oluşturulmuştur.

Gereç ve Yöntem

Çalışmada kullanılan materyaller Tablo I'de görülmektedir. Bu amaçla 2.1 mm çapında 6 adet quartz fiber post'un (Light Post) uç kısımları kesildikten sonra geriye kalan bölümü bir elmas separe ile 5 mm uzunluğunda 3 eşit parçaya ayrıldı. Elde edilen toplam 18 adet quartz fiber post parçası 6'şarlı gruplar halinde silindirik yüzeylerinin yarısı açıkta kalacak şekilde otopolimerize olan akril materyalinden (Vertex, Dentimex, Zeist Netherland) hazırlanan kalıplar (2x2 cm x 2 mm) içine yerleştirildi. Açıkta kalan post yüzeyi 1000 gren boyutuna sahip alüminyum oksit zımpara (Atlas Zımpara San., İstanbul, Türkiye) kullanılarak akril ile aynı seviyeye gelene kadar düzleştirildi. Daha sonra distile su içeren ultrasonik temizleme cihazında (Eurosonic Energy, Euronda, İtalya) 3 dakika süreyle temizlendi.

Akrilik kalıplar içerisindeki her bir gruptaki post yüzeylerine sırasıyla 60 sn silan bağlayıcı ajan (Monobond-S) (Grup S); 5 sn metilen klorid (CH₂Cl₂) (Grup M) ve 10 dak %24 hidrojen peroksit (H₂O₂) (Grup H) uygulaması yapıldı. Grup M

Tablo I. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal içeriği	Marka	Üretici Firma
Translucent Quartz Fiber %62 Quartz Fiber, %38 Epoxy Resin	Light Post	Bisco, Inc., Schaumburg, U.S.A
Diklorometan (CH ₂ Cl ₂) F.W:84,13 g/mol saflıkta.	Metilen Klorid	LAB-SCAN Analytical Science, Ireland
Hidrojen Peroksit (H ₂ O ₂) %33	Perhidrol	Sihhat Ltd.Şti, Türkiye
Silan (%1 3-methacyloxypropyltrimethoxysilane (3-MPS), ethanol/su kaideli çözücü)	Monobond-S	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein

ve Grup H de daha sonra 60 sn silan uygulaması yapıldı. Çalışma grupları Tablo II' de gösterilmektedir. Örneklerin vickers cinsinden mikro sertlik ölçümleri bir yüzey sertliği ölçüm cihazı (Wolpert Testor 2100) ile 10 sn boyunca 500 gf yük uygulanarak gerçekleştirildi. Her bir post yüzeyinden 3'er kez ölçüm yapıp ortalaması alınarak o örnek için sertlik değeri olarak belirlendi.

Sertlik ölçümlerinin ardından yüzey işlemlerinin fiber post yüzeylerinde meydana getirdikleri değişiklikleri incelemek amacıyla post yüzeylerine altın kaplaması işlemi (S150B; Edwards, Crawley, United Kingdom) yapıldı. Daha sonra yüzey görüntüleri tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak elde edildi. SEM fotomikrografları X250 büyütme ile alındı.

İstatistiksel Analiz

Çalışmamızın istatistiksel analizleri SPSS sürüm 12,0 (SPSS, Chicago, IL) ve Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Office 2007) kullanılarak yapıldı. Yüzey sertliği ölçüm cihazı ile ölçülen mikro sertlik değerleri (Hv) Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden araştırıldı ve tüm değerlerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Veriler tek-yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testi ile istatistiksel olarak karşılaştırıldı ($\alpha=0.05$). Mikro sertlik değerlerinin ortalama ve standart sapmaları Tablo

III ve tek-yönlü ANOVA sonuçları da Tablo IV' de görülmektedir.

Bulgular

Kimyasal yüzey işlemleri arasında en yüksek mikro sertlik değeri silan bağlayıcı ajanın uygulandığı kontrol grubunda ($36\pm 1,55$ Hv), en düşük mikro sertlik değeri ise hidrojen peroksit uygulamasının yapıldığı grupta ($27,67\pm 1.03$ Hv) elde edilmiştir (Tablo III).

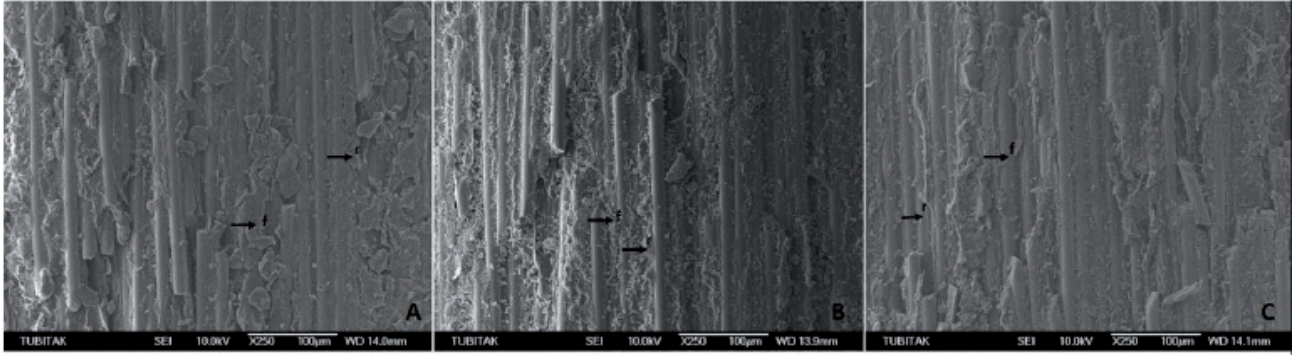
Tek- yönlü ANOVA sonucuna göre uygulanan yüzey işlemleri arasında istatistiksel fark vardır ($p<0.001$).

Kimyasal ajanların quartz fiber postların mikro sertlik değerleri üzerine etkisinin gruplar arası karşılaştırmasında silan bağlayıcı ajan uygulaması yapılan grup ile metilen klorid uygulaması yapılan grup arasında istatistiksel fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Hidrojen peroksit uygulaması yapılan grup ile silan bağlayıcı uygulanan ($p<0.001$) ve metilen klorid uygulanan ($p<0.01$) gruplar arasında istatistiksel fark bulunmuştur.

Çalışmamızda yapılan SEM incelemelerinde quartz fiber post yüzeylerine uygulanan kimyasal ajanların fiber postların epoksi rezin matriksini uzaklaştırmasına rağmen fiber liflerinde herhangi bir hasar oluşturmadığı görülmüştür (Resim1). SEM fotoğrafı değerlendirildiğinde silan uygulanan post yüzeyinde fiber lifleri ve lifler arasındaki ve üzerindeki iri taneli resin materyali

Tablo II. Yüzey sertliği ölçümü yapılan deney grupları.

Gruplar	Yüzey İşlemi	N
Grup S	60 saniye silan bağlayıcı ajan uygulama	6
Grup H	10 dakika %24 H ₂ O ₂ solüsyonu içinde bekletme+ 60 saniye silan bağlayıcı ajan uygulama	6
Grup M	5 saniye CH ₂ CL ₂ solüsyonu içinde bekletme+ 60 saniye silan bağlayıcı ajan uygulama	6



Resim 1. Yüzey işlemlerinin SEM görüntüsü. Silan bağlayıcı ajan (A), Hidrojen peroksit (B), Metilen klorid (C). r: rezin, f: fiber

Tablo III. Grupların ortalama mikro sertlik (Hv) değerleri ve standart sapmaları.

Yüzey İşlemi	Ortalama (HV)	Standart Sapma	N
Silan (S)	36 a	1,55	6
Metilen Klorid (M)	33,67 a	3,14	6
Hidrojen Peroksit (H)	27,67 b	1,03	6

- Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0.05$).

görülmektedir. CH_2Cl_2 solüsyonu uygulamasının epoksi rezini ince partiküller oluşturacak şekilde çözdüğü gözlenmiştir. Bununla birlikte H_2O_2 uygulamasının post yüzeyine CH_2Cl_2 solüsyonu ve silan bağlayıcı ajan uygulamasına göre daha fazla etkili olduğu ve epoksi rezin matrisi uzaklaştırarak daha fazla quartz fiberi açıkta bıraktığı görülmüştür (Resim 1).

Tartışma

Bu çalışmada kimyasal yüzey işlemlerinin quartz fiber post materyalinde oluşturduğu yapısal değişiklikleri değerlendirmek amacıyla mikro sertlik incelemesi yapılmıştır. Uygulanan yüzey işlemlerinden H_2O_2 fiber postun sertliğini azaltırken, CH_2Cl_2 uygulaması fiber postun sertliğinde bir değişikliğe neden olmamıştır. Bu nedenle çalışmanın hipotezi kısmi olarak kabul edilmiştir.

Sertlik, materyalin çukurlaşmaya karşı direnci olarak tanımlanmaktadır ve materyalin dayanıklılığı, orantı limiti ve aşınma direnci ile ilişkilidir. Herhangi bir ajan ile oluşturulan kimyasal yumuşama restorasyonun klinik ömrünü etkileyebilmektedir⁴¹⁻⁴³. Çoğu beyazlatma sisteminde bulunan H_2O_2 'in diş yapısı ve restoratif materyallerin mikro sertlikleri üzerine etkilerini inceleyen bir çok çalışma yapılmıştır ve bu çalışmaların bazılarında H_2O_2 'in diş yapısı ve restoratif materyallerin mikro sertliklerini azalttığı belirtilmiştir⁴¹⁻⁴⁴. Hidrojen per-

oksit kimyasal okside edici bir ajandır ve HO_2^- ve O^- gibi serbest radikaller oluşturma yeteneğine sahiptir. HO_2^- çok reaktif, serbest radikaldir ve büyük moleküler parçaları daha küçük molekül parçalarına kırabilir⁴². Peroksitler vasıtasıyla uyarılan serbest radikaller rezin- doldurucu ara yüzeyini etkileyerek doldurucu ve matrisin ayrılmasına neden olurlar. Bu durum yüzey pürüzlülüğünün artması ile sonuçlanan mikro çatlaklar oluşturur⁴³. Çalışmamızda uygulanan endüstriyel çözücüler fiber postların daha çok fiber liflerinin gömüldüğü epoksi rezin tabakası üzerine etki etmişlerdir. Hidrojen peroksit uygulaması ile düşük mikro sertlik değeri elde edilmiştir. Hidrojen peroksit uygulamasının epoksi rezin tabakasını daha fazla çözdüğü SEM görüntüsü ile de desteklenmektedir.

Kimyasal yüzey işlemleri için alternatif bir yaklaşım olan CH_2Cl_2 solüsyonu ile yüzey işlemi, diş hekimliğinde akrilik rezin kaide materyali ile akrilik rezin tamir materyali arasındaki tamir direncini arttırmak için uygulanmıştır^{34-38,40}. Bu kimyasal ajan akrilik rezin kaide materyallerinin kimyasal özelliklerini ve yüzey morfolojisini değiştirerek akrilik rezin kaide materyallerinin tamir direncini arttırmaktadır^{35,36,38-40}. Protez kaide rezinlerinde tamir dayanıklılığını arttırmak için uygulanan metilen klorid'in fiber post yüzeylerinde oluşturduğu değişikliği inceleyen herhangi bir çalış-

Tablo IV. Yüzey mikro sertlik değerleri ile elde edilen tek-yönlü ANOVA sonuçları.

	Kareler	df	Kareler	f	P (önemlilik)
	Toplamı		Ortalaması		
Gruplar arası	221,778	2	110,889	24,950	,001
Gruplar içi	66,667	15	4,444		
Toplam	288,444	17			

ma bulunmamaktadır. Çalışmamızda en yüksek mikro sertlik değeri silan bağlayıcı ajan uygulamasının yapıldığı (36 Hv) grupta elde edilmiştir. Silan bağlayıcı ajan uygulaması ve metilen klorid (33,67 Hv) uygulaması arasında istatistiksel fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Metilen kloridin 5 sn süreyle uygulanmasının mikro sertlik üzerine etki etmediği düşünülmektedir.

Genel olarak fiber postlarda yüzey işlemleri, fiber postların rezinlere olan bağlanma direncini arttırmak için uygulanmaktadır. Yüzey işlemi yapılmamış fiber postlar, post yüzeyi ve rezin simanlar arasında mekanik kilitlenmeyi sınırlayan nispeten düzgün bir yüzeye sahiptir²³. Yapılan çalışmalarda fiber post yüzeylerine uygulanan farklı gren boyutlarındaki Al_2O_3 ile kumlama, silikat kaplama (CoJet ve Rocatec Sistem) ve frezle oluk hazırlama gibi mekanik yüzey işlemlerinin, silan bağlayıcı ajan, potasyum permanganat, sodyum etoksit, %10'luk veya %24'lik H_2O_2 ve %9,6'lık HF asitle pürüzlendirme gibi kimyasal ajanlarla yüzey işlemlerinin veya bu uygulamaların kombinasyonlarının adeziv rezinlerin tutuculuğu üzerine etkileri değerlendirilmiştir^{6,7,20,25,32-45}. Fiber postlarda yüzey hazırlığı olarak Al_2O_3 ile kumlama, silikat kaplama, frezle oluk hazırlama, potasyum permanganat, H_2O_2 ve sodyum etoksit uygulamalarının etkin olduğu belirtilirken^{6,7,20,25,32,45}, %9,6'lık HF asitle pürüzlendirme ve silan bağlayıcı ajan uygulama işlemlerinin adeziv rezinlerin özellikle quartz ve karbon fiber postlara bağlantı direnci üzerine etkili olmadığı bildirilmiştir^{20,25,46}.

Fiber post yüzeylerine uygulanan endüstriyel çözücülerin rezin simanın fiber postlara bağlanma direncinin değerlendirildiği çalışmalarda, endüstriyel çözücülerin fiber postların özellikle epoksi rezin matriksini etkileyerek yüzeyde mikro pürüzlü bir alan oluşturduğu ve bu yolla rezin bağlanma direncini arttırdığını belirtilmiştir^{6,7,32,33}. SEM incelemeleri ile desteklenen önceki çalışmalar, H_2O_2 uygulamasının fiber postların epoksi rezin bağlantısını kırarak rezin matriksi çözdüğünü ve fiberlerin yüzeyini açığa çıkardığını böylece silan bağlayıcı ajan uygulaması için yüzeyi hazırladığını göstermiştir. Fiber liflerinin açığa çıkması yüzey

alanını arttırmış ve fiber lifleri arasında oluşan boşluklar mikro mekanik tutuculuk için ilave alanlar yaratmıştır^{6,7,32}. Çalışmamızda yüzey işlemlerinden sonra alınan SEM görüntülerinde H_2O_2 ve CH_2Cl_2 uygulamalarının fiber postun epoksi rezin tabakası üzerine etki ettiği ve fiber liflerini açığa çıkardığı görülmektedir.

Üç nokta eğme çalışmalarında farklı atmosfer basınçlarında (2.8 ve 4 atm), mesafede (10 ve 20 mm) ve sürede (10 ve 15 sn) uygulanmalarına rağmen 50 μm 'lik Al_2O_3 kumlama işleminin fiber postların mekanik özelliklerinde herhangi bir bozulmaya neden olmadığı gösterilmiştir^{47,48}. Yapılan çalışmalar kumlama işlemlerinin fiber post yüzeylerinde herhangi bir olumsuz etki oluşturmadığını bu nedenle fiber postların yüzeylerinde güvenle kullanılabileceğini göstermiştir^{29,47,48}.

H_2O_2 ile pürüzlendirme işleminin fiber postların rezin matriksi ile metakrilat kaideli rezin kompozitler arasındaki mikro mekanik tutuculuğu arttırmak için de uygulanabileceği düşünülmüştür. Fiber postlara farklı sürelerde (10 ve 20 dak) ve yüzdelerde (%10 ve %24) uygulanan H_2O_2 'nin silan bağlayıcı ajan ile kombine edildiği gruplarda en yüksek mikro mekanik tutuculuk değerleri elde edilmiştir ve farklı yüzdelerde H_2O_2 uygulamaları arasında istatistiksel fark gözlenmemiştir³². Yine yapılan başka bir çalışmada farklı süre ve yüzdelerde uygulanan H_2O_2 ve %4'lük HF asit'in cam fiber post yüzeyine kompozit core materyalinin bağlantısı değerlendirilmiş ve H_2O_2 uygulaması ile karşılaştırılan diğer yüzey işlemlerine göre daha yüksek bağlantı direnci değerleri elde edilmiştir. Bununla birlikte H_2O_2 nin farklı sürelerde ve farklı yüzdelerde uygulanması sonucunda elde edilen değerler arasında istatistiksel fark bulunmamıştır⁷. Monticelli ve ark. yaptıkları çalışmalarında özellikle endüstriyel ve laboratuvar uygulamalarında kullanılan kimyasal çözücülerin (potasyum permanganat, H_2O_2 , sodyum etoksit ve HF asit) kompozit rezin core materyallerinin quartz fiber postlara bağlantı direnci üzerine etkilerini değerlendirmişlerdir. Karşılaştırdıkları yüzey işlemlerinden potasyum permanganat ile en yüksek, kontrol grubu olarak uyguladıkları silan bağlayıcı ajan ile

en düşük bağlantı direnci değeri elde etmişlerdir. %10'luk H_2O_2 'nin 10 dk uygulaması potasyum permanganat uygulamasından sonra en yüksek bağlantı direnci değeri göstermiştir³². Potasyum permanganat ve sodyum etoksit uygulamaları ile quartz fiber post yüzeylerinde yüksek bağlantı direnci değerleri elde edilmesine rağmen bu uygulamalar fiber post yüzeylerinde koroziv bir etki oluşturdukları ve uygulaması zaman alan bir işlem olduğu için yüzey işlemi yöntemi olarak fazla tercih edilmemektedir. Fiber post yüzeyinde CH_2Cl_2 solüsyonu uygulaması alternative bir yüzey işlemi olabilir.

Çalışmamızda yalnızca 5 sn CH_2Cl_2 uygulamasının fiber postun sertliği üzerine etkisi değerlendirilmiştir. CH_2Cl_2 'in farklı sürelerde ve farklı fiber post yüzeylerinde uygulanmasının fiber postun mekanik özelliklerine etkilerinin ve rezinlerle bağlantısının değerlendirileceği çalışmalara rehber olabilir.

Konu ile ilgili çalışmalar incelendiğinde mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin fiber postların yüzey özelliklerini etkileyerek rezin siman veya kompozit rezin korların bağlanma dayanıklılığını etkilediği gözlenmiştir. Fiber post yüzeylerine uygulanan endüstriyel çözücülerin fiber postun mekanik özellikleri üzerine etkilerini inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Yeni yapılacak çalışmalarda lazer uygulaması gibi mekanik yüzey işlemlerinin ve farklı kimyasal yüzey işlemlerinin fiber postlarda oluşturduğu mekanik ve fiziksel değişikliklerin değerlendirilmesi önerilebilir.

Sonuç

Mikrosertlik sonuçlarına göre en yüksek VHN değeri silan bağlayıcı ajan uygulanan grupta, en düşük VHN değeri ise H_2O_2 uygulanan grupta elde edilmiştir. Fiber postların resinlerle olan bağlanma dayanıklılığını arttırmak amacıyla uygulanan kimyasal çözücülerin uygulama süresi ve uygulama şekillerinin fiber yapısında oluşturabileceği değişiklikler bilinmeli ve post'un mekanik özelliklerine zarar vermeyen bununla birlikte bağlanma dayanıklılığını olumlu etkileyecek olan çözücüler tercih edilmelidir. Metilen klorid fiber

KAYNAKLAR

1. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* 2002;18:596-602.
2. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod.* 2002;28:355-60.
3. Strassler HE, Cloutier PC. A new fiber post for esthetic dentistry. *Compend Contin Educ Dent.* 2003;24:742-4.
4. Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. *J Dent.* 2004;32:443-50.
5. Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmage P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems. *J Oral Rehabil.* 2005;32:433-40.
6. Monticelli F, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Ferrari M, Tay FR, Toledano M. Effects of adhesive systems and luting agents on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006;77:195-200.
7. Vano M, Goracci C, Monticelli F, Tognini F, Gabriele M, Tay FR, Ferrari M. The adhesion between fibre posts and composite resin cores: the evaluation of microtensile bond strength following various surface chemical treatments to posts. *Int Endod J.* 2006;39:31-9.
8. Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso PE, Ferrari M. Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. *Dent Mater.* 2007;23:95-9.
9. Dikbas I, Tanalp J. An overview of clinical studies on fiber post systems. *ScientificWorldJournal.* 2013;23:171380.
10. Lamichhane A, Xu C, Zhang FQ. Dental fiber-post resin base material: a review. *J Adv Prosthodont.* 2014;6:60-5.
11. Barbosa Siqueira C, Spadini de Faria N, Raucic-Neto W, Colucci V, Alves Gomes E. Evaluation of Mechanical Properties of Glass Fiber Posts Subjected to Laser Surface Treatments. *Photomed Laser Surg.* 2016;34:460-6.
12. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J.* 2003;195:43-8.
13. Martínez-Insua A, da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent.* 1998;80:527-32.
14. Qualtrough AJ, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent.* 2003;28:86-91.
15. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *J Dent.* 2000;28:509-14.
16. Alonso de la Peña V, Darriba IL, Caserío Valea M, Guitián Rivera F. Mechanical properties related to the microstructure of seven different fiber reinforced composite posts. *J Adv Prosthodont.* 2016;8:433-438.
17. Farah JW, Powers JM. Non-metal posts. *The Dental Advisor.* 2003;20, 523-5.
18. Bell AM, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. *J Dent.* 2005;33:533-9.
19. Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS. Effect of dowel space preparation and composite cement thickness on retention of a prefabricated dowel. *J Prosthodont.* 2002;11:19-24.
20. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent.* 2004;29:60-8.
21. Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B. The retentive effects of pre-fabricated posts by luting cements. *J Oral Rehabil.* 2004;31:585-9.
22. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent.* 2005;7:235-40.
23. Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 2006;95:218-23.
24. Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent.* 2006;95:302-10.
25. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent.* 2003;5:153-62.
26. Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod.* 2001;27:321-4.
27. Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005;93:253-9.
28. Khalighinejad N, Feiz A, Faghihian R, Swift EJ Jr. Effect of dentin conditioning on bond strength of

fiber posts and dentin morphology: a review. *Am J Dent.* 2014;27:3-6.

29. Xible AA, de Jesus Tavaréz RR, de Araujo Cdos R, Bonachela WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006;95:224-9.

30. Frankenberger R, Krämer N, Sindel J. Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent.* 2000;25:209-15.

31. Naves LZ, Santana FR, Castro CG, Valdivia AD, Da Mota AS, Estrela C, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Surface treatment of glass fiber and carbon fiber posts: SEM characterization. *Microsc Res Tech.* 2011;74:1088-92.

32. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. *J Endod.* 2006;32:44-7.

33. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post-surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. *Dent Mater.* 2006;22:602-9.

34. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *J Prosthet Dent.* 1994;72:639-43.

35. Rached RN, Del-Bel Cury AA. Heat-cured acrylic resin repaired with microwave-cured one: bond strength and surface texture. *J Oral Rehabil.* 2001;28:370-5.

36. Nagai E, Otani K, Satoh Y, Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. *J Prosthet Dent.* 2001;85:496-500.

37. Nishigawa G, Maruo Y, Oka M, Oki K, Minagi S, Okamoto M. Plasma treatment increased shear bond strength between heat cured acrylic resin and self-curing acrylic resin. *J Oral Rehabil.* 2003;30:1081-4.

38. Rached RN, Powers JM, Del Bel Cury AA. Repair strength of autopolymerizing, microwave, and conventional heat-polymerized acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 2004;92:79-82.

39. Sarac YS, Sarac D, Kulunk T, Kulunk S. The effect of chemical surface treatments of different denture base resins on the shear bond strength of denture repair. *J Prosthet Dent.* 2005;94:259-66.

40. Minami H, Suzuki S, Minesaki Y, Kurashige H, Tanaka T. In vitro evaluation of the influence of repairing condition of denture base resin on the bonding of autopolymerizing resins. *J Prosthet Dent.*

2004;91:164-70.

41. Duschner H, Götz H, White DJ, Kozak KM, Zoladz J. Effects of hydrogen peroxide bleaching strip gels on dental restorative materials in vitro: surface microhardness and surface morphology. *J Clin Dent.* 2004;15:105-11.

42. Polydorou O, Hellwig E, Auschill TM. The effect of at-home bleaching on the microhardness of six esthetic restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 2007;138:978-84.

43. Hannig C, Duong S, Becker K, Brunner E, Kahler E, Attin T. Effect of bleaching on subsurface micro-hardness of composite and a polyacid modified composite. *Dent Mater.* 2007;23:198-203.

44. Pinto CF, Oliveira Rd, Cavalli V, Giannini M. Peroxide bleaching agent effects on enamel surface microhardness, roughness and morphology. *Braz Oral Res.* 2004 Oct;18:306-11.

45. Quintas AF, Bottino MA, Neisser MP, de Araújo MA. Effect of the surface treatment of plain carbon fiber posts on the retention of the composite core: an in vitro evaluation. *Pesqui Odontol Bras.* 2001;15:64-9.

46. Perdigão J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater.* 2006 Aug;22(8):752-8. Epub 2006 Jan 19.

47. Valandro LF, Ozcan M, de Melo RM, Galhano GA, Baldissara P, Scotti R, Bottino MA. Effect of silica coating on flexural strength of fiber posts. *Int J Prosthodont.* 2006 Jan-Feb;19(1):74-6.

48. Cheleux N, Sharrock P, Degrange M. Surface treatments on quartz fiber post: influence on adhesion and flexural properties. *Am J Dent.* 2007 Dec;20(6):375-9.

İletişim Adresi:

Doç. Dr. Şafak Külünk

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi / Protetik Diş Tedavisi AD
Atakum/Samsun

E Posta: skulunk@omu.edu.tr

Telefon: 0362 312 1919 / 8232



Extreme CM R3 ve SANI S3 NiTi Eğelerinin Döngüsel Yorgunluğa Karşı Dirençlerinin Karşılaştırılması

Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Extreme CM R3 and SANI S3 NiTi Files

Taha ÖZYÜREK*

ÖZET

Amaç: Statik model Extreme CM R3 ve SANI S3 nikel titanyum eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin statik model altında karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: On adet Extreme CM R3 (25.06) ve 10 adet SANI S3 (25.06) NiTi eğesi çalışmaya dahil edildi. Eğeler üretici firma talimatlarına uygun olarak, 5 mm kurvatür yarı çapına, 60° kanal kurvatür açısına ve 1.5 mm kanal iç çapına sahip paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanallarda kırılıncaya kadar kullanıldı. Eğeler kırılıncaya kadar geçen süre dijital kronometre yardımıyla kayıt edildi ve eğelerin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı hesaplandı. Elde edilen veriler Independent-Samples t testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

Bulgular: Extreme CM R3 (3942,3±365,04) grubu ile SANI S3 (3664,1±202,52) grubu arasında döngüsel yorgunluğa karşı direnç açısından istatistiksel olarak fark bulunmamıştır (P > 0,05).

Sonuç: Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde Extreme CM R3 eğeleri ile SANI S3 eğelerinin ortalama kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı (KKTS) değerleri arasında fark bulunmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Extreme CM R3; SANI S3; Döngüsel Yorgunluk; Statik Model; Endodonti

ABSTRACT

Aim: To compare the cyclic fatigue resistance of Extreme CM R3 and SANI S3 nickel titanium files under static model.

Material and Methods: Ten Extreme CM R3 C2 (25.06) and 10 SANI S3 nickel titanium files were included in the present study. According to the manufacturer instruction files were rotated in an artificial stainless steel with 5 mm radius, 60° angle of curvature and 1.5 mm inner diameter. The time to failure of files was recorded with a digital chronometers and the number of cycles to failure of files were calculated. Independent-Samples t test was performed for statistically analyze.

Results: There was no statistically different between the cyclic fatigue resistance of Extreme CM R3 (3942.3±365.04) NiTi and SANI S3 (3664.1±202.52) NiTi files (P > 0.05).

Conclusion: Within the limitation of the present study there was no statistically different between the cyclic fatigue resistance of Extreme CM R3 NiTi and SANI S3 NiTi files.

Key Words: Extreme CM R3; SANI S3; Cyclic Fatigue; Static Model; Endodontics

Giriş

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kullanılan nikel titanyum (NiTi) alaşımdan yapılan eğeler, endodonti pratiğine girdiği günden itibaren popüler hale gelmiştir. NiTi alaşımlar sahip olduğu süper elastisite sayesinde, eğelerin sahip olduğu esnekliğe katkıda bulunarak kırılmaya karşı olan dirençlerini artırır ve bunun yanında eğri kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında orijinal kanal formunun korunmasına yardımcı olur¹. NiTi eğelerin sahip olduğu tüm pozitif mekanik özelliklerine rağmen eğelerde görülen kırılmalar, eğelerin en önemli dezavantajıdır². NiTi eğelerde meydana gelen kırılmalar torsiyonel ve döngüsel olarak iki şekilde meydana gelmektedir³.

NiTi eğelerde meydana gelen kırılmaların önüne geçmek ve eğelerin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla üreticiler yeni üretim şekilleri ve alaşımlar geliştirmişlerdir. Günümüzde termomekanik işlem görmüş NiTi alaşım (Controlled Memory [CM]) ile üretilen eğeler piyasaya çıkmıştır. CM alaşımdan üretilen eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri konvansiyonel alaşımdan yapılan eğelere göre daha yüksek olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir 4,5. CM alaşımından üretilen ve piyasaya yeni çıkan Extreme CM R3 (EXR3; Dental Teknoloji, ABD) döner alet sistemi modifiye konveks üçgen kesite sahiptir. Bu ege sistemi 1 adet kanal ağzı girişi genişleticisi NX (25.12), 2 adet koronal genişletme egesi N1 (17.04) ve N2 (17.06) ve 4 adet apikal bitirme egesi C1 (20.06), C2 (25.06), C3 (30.06) ve C4 (40.06) olmak üzere sabit koniklik açısına sahip termomekanik işlem görmüş 7 adet egeden oluşmaktadır. Yine CM alaşımından üretilmiş olan ve piyasaya yeni çıkmış olan SANI S3 (SANI Dental Manufacturing Limited, Çin) eğeleri ise kare kesite sahiptir. Bu ege sistemi SU (20.10), S1 (20.04), S2 (25.06) ve S3 (35.04) olmak üzere sabit koniklik açısına sahip termomekanik işlem görmüş 4 adet egeden oluşmaktadır.

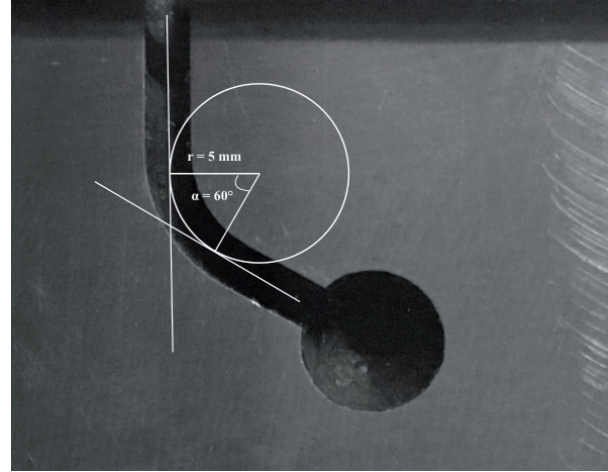
Yapılan literatür taramasında SANI S3 ve Extreme CM R3 eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışmamın amacı SANI S3 S2 ve Extreme CM R3 C2 eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini karşılaştırmaktır. Çalışmanın sıfır hipotezi SANI S3 S2 ve Extreme CM R3 C2 eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri arasında fark olmayacağıdır.

Gereç ve Yöntem

On adet SANI S3 S2 (25.06) ve 10 adet Extreme CM R3 C2 (25.06) NiTi ege çalışmaya dahil edildi. Eğelerin yüzeyleri çalışmada kullanılmadan önce x20 büyütme altında stereomikroskop (Olympus BX43, Olympus Co., Tokyo, Japonya) ile herhangi bir

defekt varlığı yönünden incelendi.

Çalışmada 60° kanal kurvatür açısı, 5 mm kanal kurvatür yarıçapı olan ve 1,5 mm iç genişliğe sahip paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanal kullanıldı. Yapay kanalın kurvatür merkezi kanal sonlanım noktasının 5 mm koronaline konumlandı (Resim 1).



Resim 1. Çalışmada kullanılan paslanmaz çelik kanal ölçümleri

Yapay kanal ile ege arasındaki sürtünmeyi en aza indirmek ve egenin kanal içerisinde serbestçe dönebilmesini sağlamak amacıyla sentetik yağ (WD-40 Company, Milton Keynes, İngiltere) kullanıldı. Eğeler 2 deney grubuna (n: 10) ayrılarak aşağıdaki işlemler uygulandı:

Grup 1: SANI S3

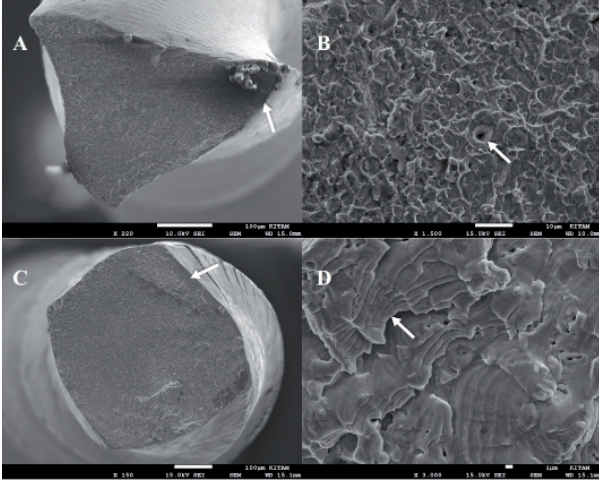
Bu gruptaki eğeler üretici firma talimatlarına uygun olarak döngüsel yorgunluk test cihazına sabitlenen tork kontrollü endodontik motor ile (VDW Silver; VDW, Münih, Almanya) 500 rpm hız ve 250 gcm⁻¹ tork değerlerinde yapay kanalda kırılıncaya kadar döndürüldü.

Grup 2: Extreme CM R3

Bu gruptaki eğeler üretici firma talimatlarına uygun olarak döngüsel yorgunluk test cihazına sabitlenen tork kontrollü endodontik motor ile (VDW Silver) 300 rpm hız ve 300 gcm⁻¹ tork değerlerinde yapay kanalda kırılıncaya kadar döndürüldü.

Eğeler kırılıncaya kadar geçen süre görsel olarak izlendi ve dijital kronometre yardımıyla kayıt edildi. Daha sonra eğelerin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı (KKTS) formül (KKTS = Dakikada yaptığı tur sayısı (rpm) x Kırılıncaya Kadar Geçen Süre (sn) / 60) ile hesaplandı.

Her gruptan 2 adet olmak üzere toplamda 4 adet egenin kırık yüzeyleri döngüsel yorgunluğa bağlı kırık tipinin teyit edilmesi amacıyla taramalı elektron mikroskobu (JEOL, JSM-7001F, Tokyo, Japonya) altında incelendi (Resim 2).



Resim 2. Eğelerin kırık yüzeylerinde görülen kırık hatları ve dögüsel yorgunluğa bağılı olarak görülen yorgunluk çizgileri (beyaz oklar) (A-B, Extreme CM R3; C-D, SANI S3).

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi Independent-Samples t testi ile SPSS 21.0 programı (IBM-SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) kullanılarak yapıldı. İstatistiksel anlamlılık %95 güven düzeyinde kuruldu.

Bulgular

Eğelerin KKTS değerlerinin ortalama ve standart sapmaları Tablo I'de gösterilmiştir. Extreme CM R3 (3942,3±365,04) grubu ile SANI S3 (3664,1±202,52) grubu arasında dögüsel yorgunluğa karşı direnç açısından istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($P > 0,05$).

Tablo I. Eğelerin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının (KKTS) ortalama ve standart sapma değerleri

Grup	KKTS		P - değeri
	N	Ortalama Standart Sapma	
SANI S3	10	3664,1 ^a 202,52	> 0,05
Extreme CM R3	10	3942,3 ^a 365,04	

* Farklı harfler arasında istatistiksel fark vardır ($P < 0,05$).

Tartışma

Çalışmamızda CM alaşımından üretilmiş Extreme CM R3 eğeleri ile SANI S3 eğelerinin dögüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanallarda karşılaştırılması amaçlanmıştır. Farklı NiTi döner eğelerin dögüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin karşılaştırılması sırasında standardizasyonu sağlamak oldukça zordur^{3,4}. Eğelerin test edildiği yapay kanalların eğrilik derecesi önemli bir faktördür⁶. Çalışmamızda birçok çalışmada⁷⁻⁹ kullanılan 60° açığı sahip yapay kanallar kullanılmıştır. Dögüsel yorgunluk testleri sırasında

ortaya çıkan diğeri bir sorun ise eğelerin kullanımları sırasında oluşan sıcaklık artışıdır. Tobushi ve ark. hava ortamında 1000 rpm ile çalışan NiTi eğelerde 25°'ye kadar sıcaklık artışı olabileceğini bildirmişlerdir¹⁰. Ayrıca yazarlar eğelerin sentetik yağ veya suda dönmesi sırasında sıcaklık artışı olmadığını bildirmişlerdir. Bu nedenden dolayı çalışmamızda eğelerin yapay kanallarda rahatça dönebilmesi ve sıcaklık artışını engellemek amacıyla sentetik yağ kullanılmıştır.

Piyasaya yeni çıkan CM alaşımından üretilmiş eğelerin üretim şekilleri ile ilgili fazla bilgi bulunmamaktadır. Üreticilerin eğeler üzerinde uyguladıkları termomekanik işlemlerin nasıl ve ne kadar süre ile kaç santigrat derecede yapıldığını açıklanmamaktadır. Diferansiyel taramalı kalorimetre ve X-ray difraksiyon analizi kullanılarak yapılan bir çalışmada CM alaşımlara uygulanan termomekanik işlemlerin alaşımın osnitit geçiş sıcaklığını artırarak CM alaşımından yapılan eğelerin faz geçiş karakterlerini değiştirdiği gösterilmiştir¹¹. Hayashi ve ark. NiTi eğelere uygulanan termal işlemlerin eğelerin esnekliğini artırdığını bildirmişlerdir¹².

Yapılan literatür taramasında Extreme CM R3 eğeleri ile SANI S3 eğelerinin dögüsel yorgunluğa karşı dirençlerini inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenden dolayı çalışmamız sonuçları diğeri çalışmaların sonuçlarıyla doğrudan karşılaştırılmamaktadır. Çalışmamızın sonuçlarına göre Extreme CM R3 eğeleri ile SANI S3 eğelerinin dögüsel yorgunluğa karşı gösterdiği dirençler arasında istatistiksel olarak fark olmadığı bulunmuştur. Bu nedenden dolayı çalışmamızın sıfır hipotezi kabul edilmiştir. Plotino ve ark. CM alaşımından üretilmiş olan HyFlex CM (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, ABD) ile M-Wire alaşımından üretilmiş olan Vortex (Dentsply Tulsa, Dental Specialties, Tulsa, OK, ABD) ve konvansiyonel NiTi alaşımından üretilmiş ProFile (Dentsply Tulsa) NiTi eğelerinin dögüsel yorgunluğa karşı dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, HyFlex CM eğesinin dögüsel yorgunluğa karşı direncinin diğeri eğelerden istatistiksel olarak daha fazla olduğunu bildirmişlerdir¹³. Benzer şekilde Pedulla ve ark. HyFlex CM, ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve Mtwo (VDW, Münih, Almanya) eğelerinin dögüsel yorgunluğu karşı dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında HyFlex CM eğesinin dögüsel yorgunluğa karşı istatistiksel olarak diğeri eğelerden daha dirençli olduğunu bildirmişlerdir (8). Çalışmamızda ortaya çıkan kırılıncaya kadar ki yüksek tur sayılarının (SANI S3: 3664,1; Extreme CM R3: 3942,3) nedeni olarak çalışmamızda kullandığımız NiTi eğelerin CM alaşımından üretilmiş olduğunu düşünmekteyiz.

Sonuç

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde Extreme CM R3 eğeleri ile SANI S3 eğelerinin ortalama KKTS değerleri arasında fark bulunamamıştır. Çalışmamızda test ettiğimiz piyasaya yeni çıkan ve CM alışımından üretilen NiTi eğelerin kırılma ve deformasyon yönünden klinik performanslarını değerlendiren in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

Teşekkür

Çalışmanın yapılması ve yazılması sırasında desteğini esirgemeyen Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı araştırma görevlileri Dt. Koray Yılmaz ve Dt. Gülşah Uslu'ya teşekkür ederim.

KAYNAKLAR

1. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33:297-310.
2. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006;32:1031-1043.
3. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35:1469-1476.
4. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011;37:997-1001.
5. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012;38:376-380.
6. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23:77-85.
7. Neelakantan P, Reddy P, Gutmann JL. Cyclic fatigue of two different single files with varying kinematics in a simulated double-curved canal. *J Investig Clin Dent.* 2016;7:272-7.
8. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande N, Rapisarda E, et al. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel–titanium instruments. *Int Endod J.* 2015;48:1043-1050.
9. Elnaghy A, Elsaka S. Mechanical properties of Pro-Taper Gold nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2016;49:1073-78.
10. Tobushi H, Nakahara T, Shimeno Y, Hashimoto T. Low-cycle fatigue of TiNi shape memory alloy and formulation of fatigue life. *J Engine Mater Tech.* 2000;122:186-191.
11. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011;37:1566-1571.
12. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Hanawa T, Ebihara A, et al. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2007;40:247-253.
13. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel–titanium alloys: a comparative study. *Odontology.* 2014;102:31-35.

İletişim Adresi:

Dr. Dt. Taha Özyürek
Ondokuz Mayıs Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti A. D.,
Samsun, Türkiye

E-Posta: tahaozyurek@hotmail.com

Faks : +90 (362) 312 19 19

Tel : +90 (362) 457 60 30



Kuvars Fiber Post Uygulanan Dişlerde Farklı Kor Materyallerinin Koronal Mikrosızıntıya Etkisi

Effect of Different Core Materials on Coronal Microleakage of Teeth Supported by Quartz Fiber Posts

Özlem KARAKAŞ*, Duygu SARAÇ**, Şafak KÜLÜNK***

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı kuvars fiber ile güçlendirilmiş post ile beş farklı kompozit materyali kullanılarak hazırlanan post-kor restorasyonlarda koronal mikrosızıntının incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Toplamda 150 adet tek kanallı çekilmiş küçük azı dişin mine-sement sınırının 2 mm koronalından ayrıldıktan sonra kanal tedavileri yapıldı. Bir hafta distile suda bekletilen diş örneklerinde 10 mm derinliğinde 1.5 mm çapında post yuvaları hazırlandı. Kuvars fiber postların self adeziv rezin simanla simantasyonu sonrası, örnekler uygulanan kor materyallerine (Ti-Core, Silorane, CeramX, Quixfill, Light-Core) göre beş gruba ayrıldı. Sonrasında her bir grup yaşlandırma prosedürlerine göre üç altgruba ayrıldı (n=10). Bu altgruplardan kontrol grubunda herhangi bir işlem uygulanmazken, diğer deney gruplarında 250.000 ve 1.200.000 devir termomekanik yaşlandırma işlemi uygulandı. Daha sonra tüm örneklerin talyum-201 klorid solüsyonunda 24 saat bekletildikten sonra gama kamera altında koronal mikrosızıntı değerlendirildi yapıldı. Elde edilen veriler Kruskal-Wallis varyans analizi ve Mann-Whitney U testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi ($\alpha=0,05$).

Bulgular: En yüksek ortanca mikrosızıntı değeri (516 x-ışını/saniye) CeramX kompozit kor materyali uygulanan kontrol grubunda, en düşük ortanca mikrosızıntı değeri (149 x-ışını/saniye) Silorane kompozit kor materyali uygulanan 1.200.000 devir termomekanik yaşlandırmaya tabi tutulan grupta gözlemlendi.

Sonuç: Farklı kompozit kor materyallerinin koronal mikrosızıntı üzerinde etkili olduğu gözlemlendi.

Anahtar Kelimeler: Koronal mikrosızıntı, Kuvars fiber post, Termomekanik yaşlandırma

ABSTARCT

Aim: The aim of this study was to evaluate the effect of five different core materials reinforced by quartz fiber post on coronal microleakage.

Material and Methods: The coronal portion of a total of 150 extracted premolar teeth with single root canal was removed 2 mm above the cemento-enamel junction. A post hole with 10 mm in depth and 1,5 mm in diameter was prepared in all specimens stored in distilled water for one week. After cementation of quartz fiber posts with resin cement, all specimens were divided into five groups according to core materials (Ti-Core, Silorane, CeramX, Quixfill, Light-Core). Thereafter, each group was divided into three subgroups (n=10) according to aging procedures. No aging procedure was applied in the control subgroup, whereas other subgroups were subjected to 250000 and 1200000 cycles of thermomechanical aging, respectively. Then all specimens were stored in talium-201 chloride solution for 24 hours, and evaluated under gamma camera to observe coronal microleakage. The data was statistically analyzed through Kruskal Wallis and Mann-Whitney U statistical tests ($\alpha=0.05$).

Results: The highest median microleakage value (516 x-ray/s) was obtained from the control group restored with CeramX core material, whereas the lowest microleakage value (149 x-ray/s) was obtained from the group that were subjected to 1200000 cycle of thermomechanic aging and restored with Silorane core material.

Conclusion: It has been observed that different core materials have an effect on coronal microleakage.

Key Words: Coronal microleakage, Quartz fiber post, Thermomechanical aging

* Dr. Dt, Özel Klinik, İstanbul.

** Prof. Dr., Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD., Samsun.

*** Doç. Dr., Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD., Samsun.

Giriş

Diş dokularının ve restoratif materyallerinin fiziksel özelliklerinin farklı olması nedeniyle, restorasyon ile diş dokuları arasında klinik olarak gözle tespit edilemeyen ancak zaman içerisinde fonksiyonla beraber olunabilen başarısızlıkların temel nedenlerinden biri de mikrosızıntı olarak gösterilebilir¹⁻⁶. Bakteri, sıvı, molekül ve iyonların restorasyon materyali ve diş dokuları arasından geçişi olarak tanımlanan mikrosızıntı, ikincil çürüklere, kenar renklenmelerine, diş hassasiyetine, canlı dişlerde pulpa patolojilerine, endodontik tedavili dişlerde apikal lezyonlara neden olması dolayısıyla, diş hekimliğinin önemli klinik sorunlarından biridir⁷⁻¹².

Post-kor sistemleri aşırı madde kaybına uğramış dişlerin restorasyonlarında sıklıkla kullanılan ve başarısı oldukça yüksek bir sabit restorasyon uygulamasıdır. Ancak post-kor uygulamalarında da bazı başarısızlıklar söz konusudur. Bu başarısızlıklar arasında en sık görülen bağlantı başarısızlıklarında, postun ve/veya kor yapısının diş dokusundan ayrılması ya da post ile korun birbirinden ayrılması ile ilgili olarak mikrosızıntının etkisinden söz edilmektedir¹³⁻¹⁵.

Dental restorasyonlarda restorasyon ile diş dokusu arasında oluşabilecek sızıntıyı tespit etmek amacıyla çeşitli yöntemler kullanılmaktadır^{16,17}. Diş hekimliğinde kullanılan radyoaktif izotop yöntemi, izotopların çok derinlere penetre olabilmeleri ve sızıntı miktarının çok kısa bir süre içerisinde, doğru ve kantitatif verilerle belirlenebilmesi açısından tercih edilmektedir. Radyoaktif izotop yöntemi ile yapılan mikrosızıntı çalışmalarında yansıyan x-ışınlarının sayılabilmesi amacı ile bilgisayarlı tek foton emisyon (SPECT) ve pozitron emisyon tomografileri (PET) gibi ileri teknoloji ürünü cihazlar da kullanılmaktadır. Bu sayede bilgisayar ortamında hatasız ölçümler yapılabilmekte ve aynı örnekler üzerinde deneyin tekrarlanması mümkün olmaktadır^{18,19}.

Post-kor sistemlerinde başarı postla beraber kor kısmının dayanımına ve sahip olduğu fiziksel ve kimyasal özelliklere de bağlıdır^{4,6,20-22}. Kor materyali olarak amalgam, cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman ve kompozit rezinler kullanılmaktadır. Amalgamın dişe bağlantısının mekanik olması ve estetik açıdan problem oluşturması kullanımını kısıtlamaktadır²³. Cam iyonomer esaslı materyaller ise oklüzal yükler altında yeterli dayanım gösterememeleri ve erken nem kontaminasyonlarına bağlı oluşan problemler nedeniyle tercih edilmemektedirler^{24,25}. Kompozit rezinler adeziv sistemlerin gelişmesiyle diş dokusuna bağlantısının artması, estetik açıdan diş dokusunu taklit edebilmesi, uygulamasının ve kullanımının kolay olması nedeniyle kor materyali olarak

kullanılan en yaygın restoratif materyallerdir. Mikrohibrit kompozit rezinlerden, akışkan kompozitlere kadar birçok çeşit kompozit rezin kor materyali olarak kullanılabilir^{26,27}.

Estetik olmayan karbon fiber postlar, kuvars fiber postların gelişimine zemin hazırlamıştır. Kuvars fiber postlar beyaz, translusent veya opak renkte bulunurlar ve epoksi rezinle çevrilidirler^{28,29}. Bu in vitro çalışmanın amacı, kuvars fiber ile güçlendirilmiş post ile beş farklı kompozit kor materyali kullanılarak hazırlanan post-kor restorasyonlarında, termomekanik yaşlandırma sonrası koronal mikrosızıntının karşılaştırılmasıdır. Bu çalışmanın hipotezi, farklı kompozit kor materyallerinin ve farklı devir sayılarındaki termomekanik yaşlandırma işlemlerinin koronal mikrosızıntı üzerinde etkisi yoktur şeklindedir.

Gereç ve Yöntem

Bu in vitro çalışmada, periodontal veya ortodontik nedenlerle çekilen, tek kanallı küçük azı dişleri kullanıldı. Toplam 150 adet diş, üzerlerindeki doku artıkları temizlendikten sonra oda sıcaklığında % 0.9'luk NaCl (sodyum klorür) solüsyonu içerisinde ağızı kapalı plastik kaplar içerisinde bekletildi.

Dişlerin anatomik kronları, köklerin mine sement birleşiminin 2 mm koronalinden elmas separe (Komet, Cebr Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Almanya) kullanılarak su soğutması altında kesildi ve kök kanallarının nikel-titanyum döner aletler (Sirona NiTi, Sirona Dental, Almanya) kullanılarak şekillendirilmesinden sonra kanal dolguları tamamlandı.

Dişler rastlantısal olarak her bir gruba farklı bir kompozit kor materyali uygulanacak şekilde önce 30'ar dişten oluşan 5 gruba, daha sonra her bir grup uygulanan yaşlandırma işlemine göre 3 altgruba ayrıldı ve toplamda 10 dişten oluşan 15 grup oluşturuldu. Kullanılan adeziv sistemler, kompozit kor materyalleri, uygulanan termomekanik yaşlandırma devir sayısı Tablo I'de gösterilmektedir.

Kanal dolgu patlarının sertleşmesi için örnekler 1 hafta % 0,9'luk NaCl solüsyonu içinde bekletildi. Peeso reamer dril kullanılarak apikalde 3-4 mm kanal dolgusu bırakılacak şekilde kanal dolgusu çıkarıldı. Kullanılan postların uzunluğu 10 mm olarak belirlendi. Çapı 1.5 mm olan post hazırlık frezi (Unicore Drill, Ultradent, ABD) ile post boşlukları şekillendirildi. Daha sonra kuvars fiber postlar self adeziv rezin siman (Rely X Unicem, 3M Espe, Almanya) kullanılarak simante edildi. Postları simante edilen örneklerin son hazırlığı, açıkta kalan post kısmının 3 mm kalacak şekilde kesilmesi ile tamamlandı.

Örneklerin kor kısımları hazırlanırken her kompozit rezin materyal üretici firma talimatları doğrul-

Tablo I. Deneyde kullanılan gruplar ve uygulanan işlemler

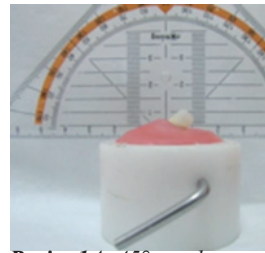
Adeziv Sistemler	Kompozit	Yaşlandırma Testi	Gruplar	N
AdheSE	Ti-Core Auto E	Kontrol	TK	10
		250.000 devir	T1	10
		1.200.000 devir	T2	10
Xeno V	Quixfill	Kontrol	QK	10
		250.000 devir	Q1	10
		1.200.000 devir	Q2	10
All-bondSE	Light-Core	Kontrol	LK	10
		250.000 devir	L1	10
		1.200.000 devir	L2	10
Xeno V	CeramX Duo	Kontrol	CK	10
		250.000 devir	C1	10
		1.200.000 devir	C2	10
Filtek Silorane	Filtek Silorane	Kontrol	SK	10
		250.000 devir	S1	10
		1.200.000 devir	S2	10

tusunda kendi sistemine ait primer ve bond uygulamalarının ardından 2mm tabakalar halinde yerleştirilip, 40 sn süre ile çıkış gücü 1000 mW/cm² olan LED ışık cihazı ile polimerize edilerek hazırlandı. Örneklerin kor kısımları 4mm boyunda tepe açısı 6° olacak şekilde 50 µm gren büyüklüğünde (yeşil bantlı) frez ile bıçak sırtı kenar sonlanma şekli kullanılarak hazırlandı. Kesimden sonra örneklerin açısı paralelometrede kontrol edildi. Daha sonra örnekler çığneme simülöründe termomekanik yaşlandırma uygulaması için hazırlandı.

Örnekler oblik kuvvetlerin taklit edilebilmesi için horizontal düzleme göre 45° eğimle örnek tutucusuna yerleştirildi. Fizyolojik diş hareketlerinin taklidi için açıkta kalan kök yüzeylerine silikon anahtar kullanılarak yumuşak bir polimer olan yapay membran (Anti-Rutsch Lack, Wenko-Wenselaar GmbH, Hilden, Almanya) uygulandı (Resim 1).

Örnekler 8'erli gruplar halinde bilgisayar kontrollü çift akslı çığneme simülörü (Willytech, Munich, Almanya) ile termomekanik yorulma işlemine tabi tutuldu. Çığneme simülörü 8 ayrı deney odacığı ve bu odacıkların içinde örneğin yatay ve dikey hareketlerini kontrol eden iki motordan oluşmaktadır. Bütün örneklerin termal devirleme işlemi bilgisayar kontrolü ile 60 sn'lik daldırma süresi boyunca 5°C ve 55°C sıcaklığındaki distile su ile 12 sn'lik aralar verilerek yapıldı. Örneklere uygulanan kuvvet her bir odaya ait 5 kg'lık diskler aracılığı ile toplamda 49 N'luk çığneme kuvveti sabit tutularak uygulandı. Çığneme simülörü ile dinamik yükleme işlemi tamamlanan örnekler mikrosızıntı deneyine kadar 37°C inkübatör içinde distile su emdirilmiş pamuk peletler aracılığıyla nemli ortamda bekletildi.

Mikrosızıntı deneyi için örnekler köle bölgesinde 2 mm genişliğinde flaster şeritler ile bantlandıktan sonra geri kalan kök ve kor kısımları pembe mum ile izole edildi. Daha sonra flaster şeritler çıkarıldı (Resim 2).



Resim 1A. 45° açıyla dişlerin örnek tutucuya yerleştirilmesi.



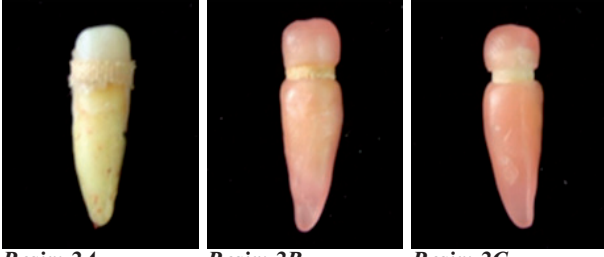
Resim 1B. Silikon anahtar.



Resim 1C. Dişlerin polister rezin içerisine gömülmesi.

148 MBq talyum 201 klorid solüsyonu (Monrol, Eczacıbaşı, Türkiye) 1000 ml çeşme suyu ile karıştırılarak 0,148 MBq/ml konsantrasyonunda bir çözelti elde edildi. Bütün örnekler ayrı plastik kaplarda 24 saat boyunca bu çözeltide bekletildi. Yirmidört saat sonra dişler dış yüzeylerindeki talyum 201 izotopundan arındırılması için deterjanlı su ile 1 dk boyunca akan su altında yıkandı. Daha sonra dişlerin üzerindeki mumlar temizlendikten sonra, örnekler beyaz bir tabla üzerinde gama kamera detektörü (Symbia TruePoint SPECT-CT, Siemens, ABD) altına yerleştirildi ve 10 dk boyunca X2 büyütme ile talyum-201 ışımalarının ölçümü yapıldı (Resim 3).

Elde edilen verilerin Kolmogorov-Smirnov Testi sonucunda normal dağılıma uymadığı görüldü. Kruskal-Wallis varyans analizi ile gruplar arasında fark olup olmadığı araştırıldı. Anlamlılık düzeyi 0,05 olarak belirlendi. Gruplar arası karşılaştırmalarda Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testi kullanıldı.



Resim 2A.

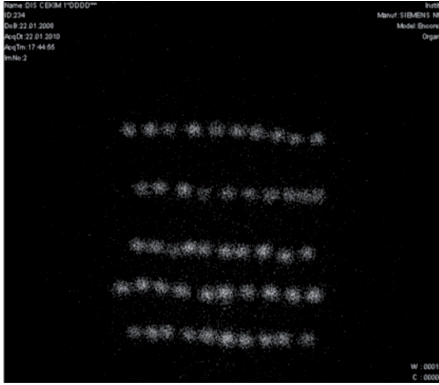
Restorasyon sınırının flasterlenmesi.

Resim 2B.

Restorasyon sınırı dışındaki alanların mum ile izolasyonu.

Resim 2C.

Açıkta kalan restorasyon sınırı.



Resim 3. Gama kamera görüntüsü.

Bulgular

Bu çalışmada elde edilen değerlerin ortanca, maksimum ve minimum değerleri Tablo II'de gösterilmektedir.

En yüksek ortanca mikrosızıntı değeri (516 x-ışını/saniye) CeramX kompozit kor materyali uygulanan kontrol grubunda, en düşük ortanca mikrosızıntı değeri (149 x-ışını/saniye) Silorane kompozit kor materyali uygulanan 1.200.000 devir termomekanik yaşlandırma tabii tutulan grupta gözlemlendi. Kruskal-Wallis analizi sonucunda yaşlandırmanın ve kompozit kor materyalinin farklılığının mikrosızıntıda istatistiksel olarak fark oluşturduğu saptandı ($p < 0,001$). Kor materyali gruplarına ait sonuçların ikili karşılaştırmaları

Tablo III'de, termomekanik yaşlandırma gruplarına ait sonuçların ikili karşılaştırmaları Tablo IV'de, alt gruplara ait sonuçların ikili karşılaştırmaları Tablo V ve VI'da gösterilmektedir.

Tartışma

Beş farklı kompozit rezinin kullanıldığı post-kor restorasyonlarında termomekanik yaşlandırma işleminin koronal mikrosızıntıya olan etkisini araştırdığımız bu çalışmada, kompozit rezinin ve yaşlandırma işleminin mikrosızıntı üzerinde etkili olduğu gözlemlendiğinden dolayı çalışmamızın hipotezi reddedilmiştir.

Kompozit resin ile diş dokusu arasındaki bağlantı bölgesinin restorasyonun en zayıf noktası olduğu, mikrosızıntının bu iki yapı arasında oluşabilecek açıklık nedeniyle olduğu ve bunun sonucunda restorasyonun başarısız olabileceği bilinmektedir. Post-kor restorasyonlarında sıklıkla gözlenen başarısızlıklardan biri olan mikrosızıntının belirlenmesinde farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında boyama yöntemi, radyoaktif izotop yöntemi, sıvı infiltrasyon yöntemi, elektrokimyasal yöntemler, SEM incelemesi bulunmaktadır^{16,17,30,31}. Boyama yöntemleri mikrosızıntı çalışmalarında en sık kullanılan yöntemdir^{17,32-34}. Ancak deney koşullarından kullanılan boyayıcı yada kimyasal solüsyonun tipi, konsantrasyonu, bu solüsyonun içinde bekletme zamanı, dişlerden kesit alınması, alınan kesitin sayısı, mikrosızıntı değerlendirilirken kullanılan skorlama veya metrik ölçüm yöntemleri gibi faktörlerin farklılık göstermesiyle deney sonuçları büyük oranda değişmektedir^{16,17,32-34}. Örneğin metilen mavisi % 0,5, % 2, % 5 gibi konsantrasyonlarda kullanılırken, bazik fuksin % 0,5 veya % 2 oranlarında kullanılabilir. Literatürde her boyanın farklı şekillerde veya oranlarda penetre olduğu gösterilmiştir³⁵. Örneklerin solüsyonda bekletme süresi ise oldukça değişkendir. Bu süre 10 saniye ile 180 gün arasında değişen zamanlara sahiptir.

Tablo II. Gruplara ait mikrosızıntı testi bulguları (x-ışını/saniye)

Gruplar	Ortanca (x-ışını/sn)	Minimum (x-ışını/sn)	Maksimum (x-ışını/sn)
TK	372,50	301,00	423,00
T1	232,00	132,00	425,00
T2	225,00	135,00	372,00
SK	317,50	298,00	401,00
S1	160,00	100,00	183,00
S2	149,00	114,00	206,00
LK	434,50	388,00	509,00
L1	308,50	190,00	400,00
L2	293,00	215,00	376,00
CK	516,50	478,00	602,00
C1	238,00	113,00	329,00
C2	275,50	197,00	310,00
QK	432,50	387,00	508,00
Q1	306,50	199,00	418,00
Q2	277,50	204,00	426,00

Karşılaştırılan Gruplar	P
Q-T	p<0,05
Q-L	p>0,05
Q-S	p<0,05
Q-C	p>0,05
C-T	p<0,05
C-L	p>0,05
C-S	p<0,05
S-T	p>0,05
S-L	p<0,05
L-T	p<0,05

Tablo III. Mikrosızıntı açısından kompozit kor materyalleri arasındaki önemlilik durumu

Karşılaştırılan Gruplar	P
Kontrol-250.000 devir	p<0,05
Kontrol-1.200.000 devir	p<0,05
250.000 devir-1.200.000 devir	p>0,05

Tablo IV. Mikrosızıntı açısından termomekanik yaşlandırma işlemleri arasındaki önemlilik durumu

Özellikle kendinden asitli adezivler araştırılacaksa hidrofilik yapılarından dolayı az daldırma süreleri tercih edilmektedir³⁰.

Bu çalışmanın sonuçları test edilen kompozit rezin kor materyalleri ile tam bir sızdırmazlık sağlanmadığını gösterdi. En düşük mikrosızıntı değerleri Silorane ile edilirken, en yüksek mikrosızıntı değerleri CeramX ile elde edildi. Silorane ile Ticore arasında ve Quixfill, Lightcore ve CeramX arasında istatistiksel olarak fark bulunamadı (p>0,05). Hooshmand (2009)³⁶ dimetakrilat, ormoser, silorane içerikli 5 farklı kompozit rezinin 5. sınıf kaviteelerde, gümüş nitrat kullanılarak mikrosızıntısını incelediği çalışmada epoksit yapılı kompozitin en düşük mikrosızıntı

değerlerine, ormoser yapılı kompozit rezinin en yüksek mikrosızıntı değerine sahip olduğunu bildirmiştir. Bu sonuç çalışmamızı desteklemektedir. Epoksit yapılı kompozitlerin daha düşük mikrosızıntı göstermeleri, düşük polimerizasyon büzülmelerine ve dimetakrilat yapılı kompozit rezinlerden daha az hidrofilik olmalarına bağlanmıştır.³⁷⁻⁴⁰

Bu çalışmanın sonuçları ormoser yapılı CeramX ile, dimetakrilat yapılı Quixfill ve fiber doldurucu ve dimetakrilat yapılı Light-Core arasında mikrosızıntı açısından istatistiksel fark olmadığını gösterdi. İstatistiksel fark olmamakla birlikte elde edilen mikrosızıntı değerleri incelendiğinde CeramX'in Light-Core ve Quixfill'e oranla daha yüksek değerler verdiği, bu kompozitler arasında en düşük değerlerin Quixfill ile elde edildiği görüldü. Değerler arasındaki bu farklılıkta doldurucu oranlarının etkili olduğu düşünülmektedir. CeramX % 76 oranında, Light-Core % 80.5 oranında ve Quixfill % 86 oranında doldurucu içermektedir. Doldurucu oranları ile mikrosızıntı değerleri arasında negatif bir ilişki bulunmaktadır. Doldurucu oranı arttıkça mikrosızıntı değerlerinin düştüğü görüldü. Doldurucu oranlarının artırılması ile organik matriksin ve buna bağlı olarak polimerizasyon büzülmesinin azalmasına neden olur⁴¹⁻⁴⁴. Al-Harbi ve Farsi (2007)⁴⁵ yaptıkları çalışmalarında ormoser ve dimetakrilat yapılı kompozitleri in-vivo mikrosızıntılarını karşılaştırdıkları çalışmalarında bu iki kompozit arasında istatistiksel fark bulunmamışlardır. Yazıcı ve ark., (2004)⁴⁶ yaptıkları bir çalışmada, dimetakrilat içerikli hibrit, kondense edilebilir, akışkan kompozit ve ormoser içerikli 4 farklı kompozit rezinin, 5. sınıf kaviteelerde, 200 devir termal devirlendirme işleminin uygulanmasının ardından % 0.5 basık fuksin kullanarak, mine ve dentin sınırlarında

Tablo V. Kontrol, 250.000, 1.200.000 devir termomekanik yaşlandırma uygulanan grupların mikrosızıntı açısından ikili karşılaştırmalarının önemlilik durumları

Kontrol		250.000 devir		1.200.000 devir	
QK-TK	p<0,05	Q1-T1	p>0,05	Q2-T2	p>0,05
QK-LK	p>0,05	Q1-L1	p>0,05	Q2-L2	p>0,05
QK-SK	p<0,05	Q1-S1	p<0,05	Q2-S2	p<0,05
QK-CK	p<0,05	Q1-C1	p>0,05	Q2-C2	p>0,05
CK-TK	p<0,05	C1-T1	p>0,05	C2-T2	p>0,05
CK-LK	p<0,05	C1-L1	p>0,05	C2-L2	p>0,05
CK-SK	p<0,05	C1-S1	p<0,05	C2-S2	p<0,05
SK-TK	p>0,05	S1-T1	p>0,05	S2-T2	p>0,05
SK-LK	p<0,05	S1-L1	p<0,05	S2-L2	p<0,05
LK-TK	p<0,05	L1-T1	p>0,05	L2-T2	p>0,05

Tablo VI. Kompozit kor materyallerinin mikrosızıntı açısından grup içi karşılaştırmaları

Silorane		Ti-Core		Light-Core		CeramX		Quixfill	
SK-S1	p<0,05	TK-T1	p<0,05	LK-L1	p<0,05	CK-C1	p<0,05	QK-Q1	p<0,05
SK-S2	p<0,05	TK-T2	p<0,05	LK-L2	p<0,05	CK-C2	p<0,05	QK-Q2	p<0,05
S1-S2	p>0,05	T1-T2	p>0,05	L1-L2	p>0,05	C1-C2	p>0,05	Q1-Q2	p>0,05

oluşan mikrosızıntıyı inceledikleri çalışmalarında kompozitler arasında istatistiksel olarak fark bulamamışlardır. Bu çalışmaların sonuçları çalışmamızla paralellik göstermektedir.

Sonuçlar termomekanik yaşlandırmanın mikrosızıntıya etkisi açısından değerlendirildiğinde, en yüksek mikrosızıntı değerleri kontrol gruplarında, en düşük mikrosızıntı değerleri 1.200.000 devir ile termomekanik yaşlandırma uygulanan gruplarda görüldü ve 1.200.000 devir ile 250.000 devir uygulanan gruplar arasında istatistiksel fark bulunmadı ($p>0,05$). Mikrosızıntı ile ilgili çalışmalarda uygulanan kuvvetin büyüklüğü, devir sayısı, kuvvetin frekansı, kuvvet uygulanan restorasyon tiplerinin farklılıkları sonuçların karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır. Ancak genel olarak kabul edilen termomekanik yaşlandırmanın dentin tabakasında oluşan mikrosızıntıyı artırdığıdır⁴⁷⁻⁵⁰. Ancak çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre termomekanik yaşlandırmaya bağlı olarak mikrosızıntı değerlerinin azaldığı görülmüştür. Su emilimine bağlı higroskopik genişlemenin marjinal aralığı azalttığını bildiren çalışmalar bulunmaktadır⁵¹⁻⁵³. Yap ve ark. (2003)⁵¹ 2 farklı kompozitin 24 saat, 1, 2, 3 ve 4 hafta su içinde bekletildikten sonra kenar açıklığını inceledikleri çalışmada, kenar açıklığının 4. haftanın sonuna kadar giderek azaldığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda termomekanik yaşlandırmaya bağlı mikrosızıntı değerlerinin azalması, deney esnasında 11 gün ve 3 gün boyunca distile su ile termal devirlendirme işlemine tabi tutulan örneklerin su emilimi sonucunda marjinal açıklığın azalması ile ilişkilendirilebilir.

SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Post kor restorasyonlarında kor materyali olarak kullanılan kompozit rezinlerin organik matriks yapılarındaki farklılık koronal mikrosızıntıyı etkiledi.
2. En yüksek mikrosızıntı değerleri CeramX kompozit materyali ile, en düşük mikrosızıntı değerleri Silorane kompozit materyali ile elde edildi.
3. Termomekanik yaşlandırma işlemi koronal mikrosızıntı değerlerini düşürdü.

KAYNAKLAR

1. Larson TD, Jensen JR. Microleakage of composite resin and amalgam core material under complete cast crowns. *J Prosthet Dent.* 1980;44:40-44.
2. Lui JL. Enhanced post crown retention in resin composite-reinforced, compromised, root-filled teeth: a case report. *Quintessence Int.* 1999;30:601-606.
3. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. *J Prosthet Dent.* 2001;85:284-291.
4. Howdle MD, Fox K, Youngson CC. An in vitro study of coronal microleakage around bonded amalgam coronal-radicular cores in endodontically treated molar teeth. *Quintessence Int.* 2002;33:22-29.
5. Ravanshad S, Ghoreeshi N. An in vitro study of coronal microleakage in endodontically-treated teeth restored with posts. *Aust Endod J* 2003;29:128-133.
6. Pappen AF, Bravo M, Gonzalez-Lopez S, Gonzalez-Rodriguez MP. An in vitro study of coronal leakage after intraradicular preparation of cast-dowel space. *J Prosthet Dent.* 2005;94:214-218.
7. Carman JE, Wallace JA. An in vitro comparison of microleakage of restorative materials in the pulp chambers of human molar teeth. *J Endod.* 1994;20:571-575.
8. Fogel HM. Microleakage of posts used to restore endodontically treated teeth. *J Endod.* 1995;21:376-379.
9. Bachicha WS, DiFiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod.* 1998;24:703-708.
10. De Moor RJ, Martens LC. Apical microleakage after lateral condensation, hybrid gutta-percha condensation and Soft-Core obturation: an in vitro evaluation. *Endod Dent Traumatol.* 1999;15:239-243.
11. Demarchi MG, Sato EF. Leakage of interim post and cores used during laboratory fabrication of custom posts. *J Endod.* 2002;28:328-329.
12. Demirel F, Saygili G, Sahmali S. Microleakage of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts and tooth-colored restorative materials. *Int J of Periodontics Restorative Dent.* 2005;25:73-79.
13. Marchi GM, Mitsui FH, Cavalcanti AN. Effect of remaining dentine structure and thermal-mechanical aging on the fracture resistance of bovine roots with different post and core systems. *Int Endod J.* 2008;41:969-976.
14. Duc O, Krejci I. Effects of adhesive composite core systems on adaptation of adhesive post and cores under load. *J Dent.* 2009;37:622-626.
15. Sahafi, A., Peutzfeldt, A. (2009). Durability of the bond between resin composite cores and prefabricated posts. *Acta Odontol Scand.* 2009;67:271-276.
16. Kidd EA. Microleakage: a review. *J Dent.* 1976;4:199-206.
17. Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Dejou J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *J Adhes Dent.* 2001;3:295-308.
18. Sarac D, Sarac YS, Basoglu T, Yapici O, Yuzbasioglu E. The evaluation of microleakage and bond strength of a silicone-based resilient liner following denture base surface pretreatment. *J Prosthet Dent.* 2006;95:143-151.
19. Sarac YS, Basoglu T, Ceylan GK, Sarac D, Yapici O. Effect of denture base surface pretreatment on microleakage of a silicone-based resilient liner. *J Prosthet Dent.* 2004;92:283-287.
20. Rogic-Barbic M, Segovic S, Pezelj-Ribaric S, Borcic J, Jukic S, Anic I. Microleakage along glass fibre posts cemented with three different materials assessed using a fluid transport system. *Int Endod J.* 2006;39:363-367.
21. Jung SH, Min KS, Chang HS, Park SD, Kwon SN, Bae JM. Microleakage and fracture patterns of teeth restored with different posts under dynamic loading. *J Prosthet Dent.* 2007;98:270-276.
22. Onay EO, Ungor M, Unver S, Ari H, Belli S. An in vitro evaluation of the apical sealing ability of new polymeric endodontic filling systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108:49-54.
23. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Dent Clin North Am.* 2002;46:367-384.
24. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent.* 1999;82:341-347.
25. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. A comparison of strengths of five core and post-and-core systems. *Quintessence Int.* 2002;33:140-149.
26. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater.* 2005;21:437-444.
27. Monticelli F, Osorio R, Toledano M, Tay FR, Ferrari M. In vitro hydrolytic degradation of composite quartz fiber-post bonds created by hydrophilic silane couplings. *Oper Dent.* 2006;31:728-733.
28. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Braz Dent J.* 2003;195:43-48.
29. Perdigao J, Monteiro P, Gomes G, Santos V. Restoring teeth with prefabricated fiber-reinforced resin posts. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2007;19:359-364.
30. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage

- around dental restorations: a review. *Oper Dent.* 1997;22:73-185.
31. Browne RM, Tobias RS. Microbial microleakage and pulpal inflammation: a review. *Endod Dent Traumatol.* 1986;2:177-183.
32. Ferrari M, Yamamoto K, Vichi A, Finger WJ. Clinical and laboratory evaluation of adhesive restoration systems. *Am J Dent.* 1994;7:217-219.
33. Gale MS, Darvell BW, Cheung GS. Three-dimensional reconstruction of microleakage pattern using a sequential grinding technique. *J Dent.* 1994;22:370-375.
34. Federlin M, Thonemann B, Hiller KA, Fertig C, Schmalz G. Microleakage in class II composite resin restorations: application of a clearing protocol. *Clin Oral Invest.* 2002;6:84-91.
35. De Almedia JB, Platt JA, Oshida Y, Moore BK, Cochran MA, Eckert GJ. Three different methods to evaluate microleakage of packable composites in Class II restorations. *Oper Dent.* 2003;28:453-460.
36. Hooshmand T. Marginal leakage of silorane, ormocer, and dimethacrylate-based composites. British Society for Dental Research Scientific Meeting. Glasgow, UK, 2009.
37. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005;21:68-74.
38. Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. *J Dent.* 2006;34:405-410.
39. Ernst CP, Galler P, Willershausen B, Haller B. Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration. *Dent Mater.* 2008;24:319-327.
40. Sauro S, Pashley DH, Mannocci F, Tay FR, Pilecki P, Sherriff M, Watson TF. Micropermeability of current self-etching and etch-and-rinse adhesives bonded to deep dentine: a comparison study using a double-staining/confocal microscopy technique. *Eur J Oral Sci.* 2008;116:184-193.
41. Roulet JF, Salchow B, Wald M. Margin analysis of posterior composites in vivo. *Dent Mater.* 1991;7:44-49.
42. Roulet JF, Seewaldt A, Noack MJ. Margin quality of Class III and IV composites in vitro. *Dent Mater.* 1991;7:179-185.
43. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.* 2005;21:36-42.
44. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006;22:211-222.
45. Al-Harbi SD, Farsi N. Microleakage of Ormocer-based restorative material in primary teeth: an in vivo study. *J Clin Pediatric Dent.* 2007;32(1):13-17.
46. Yazici AR, Celik C, Ozgunaltay G. Microleakage of different resin composite types. *Quintessence Int.* 2004;35:790-794.
47. Crim GA. Effect of aging on microleakage of restorative systems. *Am J Dent.* 1993;6:192-194.
48. Neme AL, Evans DB, Maxson BB. Evaluation of dental adhesive systems with amalgam and resin composite restorations: comparison of microleakage and bond strength results. *Oper Dent.* 2000;25:512-519.
49. Retief DH. Do adhesives prevent microleakage? *Int Dent J.* 1994;44(1):19-26.
50. Tulunoglu O, Uctash M, Alacam A, Omurlu H. Microleakage of light-cured resin and resin-modified glass-ionomer dentin bonding agents applied with co-cure vs pre-cure technique. *Oper Dent.* 2000;25:292-298.
51. Yap AU, Shah KC, Chew CL. Marginal gap formation of composites in dentine: effect of water storage. *J Oral Rehabil.* 2003;30:236-242.
52. McCabe JF, Rusby S. Water absorption, dimensional change and radial pressure in resin matrix dental restorative materials. *Biomaterials.* 2004;25:4001-4007.
53. Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Effects of endodontic post surface treatment, dentin conditioning, and artificial aging on the retention of glass fiber-reinforced composite resin posts. *J Prosthet Dent.* 2010;103:31-39.

İletişim Adresi:

Doç. Dr. Şafak KÜLÜNK
Ondokuz Mayıs Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi
Tel : 0362-312 19 19- 8232
Fax :03624576032
E-Posta: skulunk@omu.edu.tr



Kök Kanalından Kırık Alet Uzaklaştırılması: İki Olgu Sunumu

Removal of Separated File From Root Canal: Two Case Reports

Taha ÖZYÜREK*

ÖZET

Giriş: Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında endodontik enstrümanların kırılarak kök kanallarında kalması istenmeyen bir durumdur. Kök kanal tedavisi sırasında ortaya çıkan alet kırılmaları kök kanal sistemini tıkayabilir ve apikal foremene ulaşılmasına engel olabilir Bu olgu bildiriminde sol üst birinci büyük azı dişlerin mesio-bukkal kanallarında kırılan nikel titanyum eğelerinin Masserann tekniği kullanılarak başarılı bir şekilde çıkartılmasının ve kök kanal tedavisinin tamamlanmasının sunulması amaçlanmaktadır.

Birey ve Yöntem: Olgu 1: Elli yaşındaki kadın hasta sol üst birinci molar diş kök kanal tedavisi yenilenmesi amacıyla kliniğimize yönlendirildi. Kırık eğenin lokalizasyonu radyografik olarak belirlendikten sonra Masserann Kit yardımıyla çıkartıldı. Kök kanal preperasyonu tamamlandı ve kök kanalı lateral kompaksiyon yöntemiyle dolduruldu. Bir yıl sonra yapılan klinik ve radyolojik değerlendirmede dişin asemptomatik olduğu belirlendi.

Olgu 2: Otuz bir yaşındaki erkek hasta sol üst birinci molar dişinde bulunan kırık aletin uzaklaştırılması için kliniğimize yönlendirildi. Kırık eğenin lokalizasyonu radyografik olarak belirlendikten sonra Masserann Kit yardımıyla çıkartıldı. Kök kanal preperasyonu tamamlandı ve kök kanalı lateral kompaksiyon yöntemiyle dolduruldu.

Sonuç: Kök kanallarında meydana gelen alet kırıklarında, kırık alet bypass edilmeye veya çıkarılmaya çalışılmalıdır. Klinisyenin tecrübe ve yeteneği doğrultusunda uygun endikasyonla uygulanan Masserann tekniği kırık aletlerin kök kanalından uzaklaştırılması için yararlıdır.

Anahtar Kelimeler : Endodontik Tedavi, Kırık Alet, Masserann Kit

ABSTRACT

Introduction: Separation of endodontic instruments during instrumentation of root canals is an unpleasant situation. Separated instruments may cause blockage of root canal system and prevent achieving patency. This case report aims to present removal of a broken file from mesio-buccal root canals of left maxillary first molar by Masserann Kit and the completion of the root canal treatment.

Case and Method: Case 1: A 50-year-old female patient was referred to our clinic for root canal treatment of her left maxillary first molar. Following localization of broken fragment radiographically, it was retrieved by Masserann Kit. After root canal preparation, root canal system was obturated with cold lateral compaction technique. At the 1-year follow-up, clinical and radiological examinations revealed that tooth was asymptomatic.

Case 2: A 31-year-old male patient was referred to our clinic for retrieval of separated file in his left maxillary first molar's mesio-buccal root. Following localization of broken fragment radiographically, it was retrieved by Masserann Kit. After root canal preparation, root canal system was obturated with cold lateral compaction technique.

Conclusion: In the cases of broken instrument, attempts should be made to bypass or remove broken fragment. Masserann Kit is a useful tool to remove broken instruments when used with proper indication depending on clinician's experience.

Key Words: Endodontic Treatment, Separated Instrument, Masserann Kit

Giriş

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında endodontik enstrümanların kırılarak kök kanalında kalması istenmeyen bir durumdur. Literatürde endodontik alet kırılmalarının %2-6 arasında görülme sıklığına sahip olduğu bildirilmiştir. Kök kanal tedavisi sırasında ortaya çıkan alet kırılmaları kök kanal sistemini tıkayabilir ve apikal foramene ulaşılmasına engel olabilir. Kök kanalında kırılan enstrümanlar genellikle eğeler ve reamerlardır ancak Gates Glidden veya Piezo drilleri, lentülolar, termomekanik gutta-perka kondansörleri, spreader ve kök kanal açıcıları gibi el aletlerinin uçları da kök kanallarında kırılabilirler².

Alet kırılmalarının en büyük nedeni aletlerin üretici firma talimatına uygun kullanılmamaları olmakla beraber, fiziksel özelliklerinin sınırlı olması, giriş kavitesinin kurallara uygun hazırlanmaması, kök kanallarının anatomisi ve enstrümanların üretim hataları da alet kırılmalarına neden olabilir². Kırılmış parça kök kanalını tıkayacağından dolayı, kök kanalının apikal foramene kadar yeterli şekilde temizlenmesini ve şekillendirilmesini imkansız hale getirir. Eğer kırık parça apikal forameninden taşarsa bu durumda periapikal dokularda irritasyona neden olabilir. Bu nedenlerden dolayı kök kanal tedavisinin başarısı olumsuz yönde etkilenebilir³. Kök kanallarında kırık aletlerin bırakılıp, kök kanallarının kırık parçaya kadar doldurulmasına veya cerrahi bir girişime karar verilmeden önce, kırık aletler bypass edilmeye veya çıkarılmaya çalışılmalıdır.

Kök kanallarından yabancı cisimlerin uzaklaştırılması için kullanılan tekniklerden bir tanesi de Masserann tekniğidir⁴. Bu teknik kırık aletlerin, gümüş konların, postların uzaklaştırılması için kullanılmakla beraber literatürde %55 başarı oranı bildirilmiştir⁵.

1971 yılında Masserann tarafından geliştirilen bu teknikte yabancı cisimlerin çıkarılması için özel tasarlanmış enstrümanlar bulunmaktadır⁶. Bu enstrümanlar uzun ve kısa renk kodlu ucu keskin trepan frezler ve ekstraktör tüplerden oluşur. Trepan frezler kırık aletin koronal parçasının etrafındaki dentinin uzaklaştırılması ve ekstraktör tüpe yer açılması için kullanılmaktadır. Ekstraktör tüp ise oluşturulan boşluğa yerleştirildikten sonra tüpün vidası çevrilmek suretiyle kırık parçanın tüp ve tüpün içerisinden ilerleyen vida arasında sıkıştırılması ve kök kanalından uzaklaştırılması için kullanılmaktadır.

Bu olgu bildiriminde sol üst birinci büyük azı dişlerin mesio-bukkal kanallarında kırılan nikel titanyum eğelerinin Masserann tekniği kullanılarak başarılı bir şekilde çıkartılarak, kanal tedavisinin tamamlanması sunulması amaçlanmaktadır.

Birey ve Yöntem

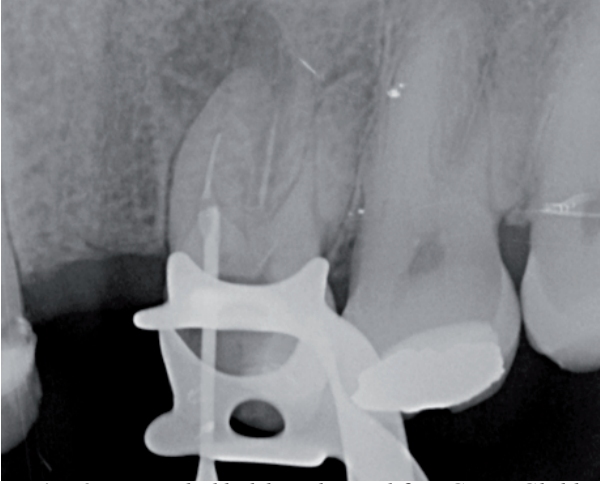
Olgu 1: Kırık altı yaşındaki kadın hasta sol üst birinci büyük azı dişinde bulunan kök kanal tedavisinin yenilenmesi için üniversitemiz endodonti kliniğine yönlendirildi. Yapılan klinik muayenede ilgili dişin palpasyon ve perküsyona hassas olduğu tespit edildi. Radyografik incelemede ilgili dişte homojen ve tam olamayan kök kanal dolgusu ve dişin mesio-bukkal kanalında kırılmış bir kök kanal aletinin varlığı tespit edildi. Radyografide periapikal bölge radyolüseni varlığı belirlendi (Resim 1).



Resim 1. Sol üst birinci molar dişin teşhis radyografisi

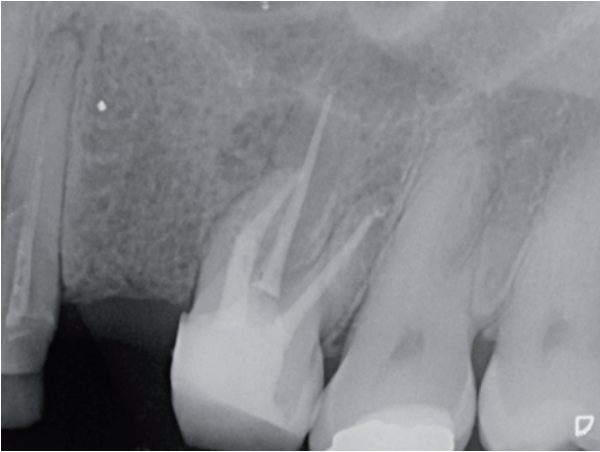
Klinik ve radyografik muayene bulgularının ışığında ilgili dişe akut apikal periodontitis tanısı konuldu ve kök kanal tedavisi yenilenmesi kararı alındı.

Hastadan aydınlatılmış onam formu alındıktan sonra diş lastik örtü ile izole edilip, eski restorasyon uzaklaştırılarak giriş kavitesi hazırlandı. Kök kanallarındaki gutta-perka ProTaper Universal retreatment (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) nikel titanyum eğeleri ile uzaklaştırıldı. Mesio-bukkal kanalda bulunan kırık aletin koronal bölümünün görünür hale getirebilmek için ucu kesilerek modifiye edilmiş 3 numara Gates Glidden frezi kullanıldı (Resim 2). Daha sonra Masserann Kit'in (Mikro Mega, Besamcon, Fransa) 1.2mm çapındaki trepan freziyle kırık eğenin koronal kısmının 3 mm'lik parçasını içine alacak şekilde bir oluk açıldı. Masserann Kit'in ekstraktör tüpü oluşturulan oluğa yerleştirilerek kırık eğenin koronal 3 mm'lik parçası tutuldu ve saat yönünün tersine çevrilerek kırık eğe kök kanalından uzaklaştırıldı.



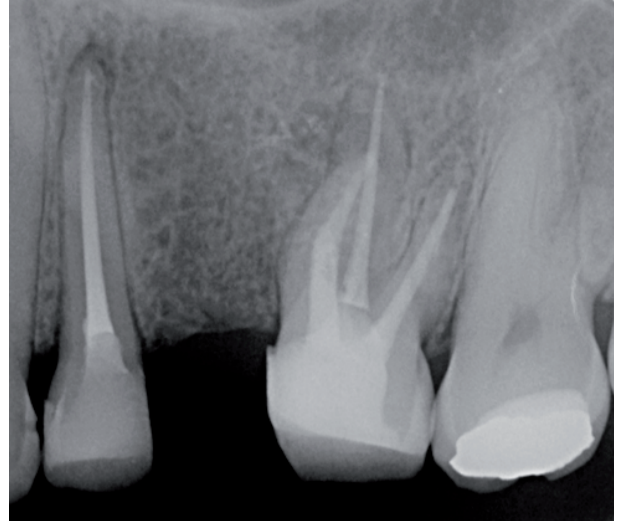
Resim 2. Mesio-bukkal kanala modifiye Gates Glidden ile girilmesi

Kök kanal boyu elektronik apeks bulucu (Root ZX mini, J. Morita Corp., Kyoto, Japonya) ile tespit edildi. %5,25'lik sodyum hipoklorit solüsyonu eşliğinde bukkal kanalların şekillendirilmesi Pro-Taper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) F3 eğesi ile palatinal kanalın şekillendirilmesi ise F4 nikel titanyum eğesi ile tamamlandı. Son irrigasyon olarak %5,25'lik sodyum hipoklorit, %17'lik EDTA ve %5,25'lik sodyum hipoklorit sırasıyla uygulandı. Kök kanalı AH Plus (Dentsply, Konstanz, Almanya) ve gutta-perka ile lateral kompaksiyon tekniğiyle dolduruldu (Resim 3).



Resim 3. Kök kanal dolgusundan sonra alınan periapikal radyograf

Daha sonra diş ışıkla sertleşen kompozit rezin (Gradia GC, Tokyo, Japonya) ile restore edildi. Kök kanal tedavisinin tamamlanmasından 1 yıl sonra yapılan klinik ve radyolojik muayenede dişin asemptomatik olduğu ve periapikal lezyonun iyileştiği gözlemlendi (Resim 4).



Resim 4. İlgili dişin 1 yıllık takibi

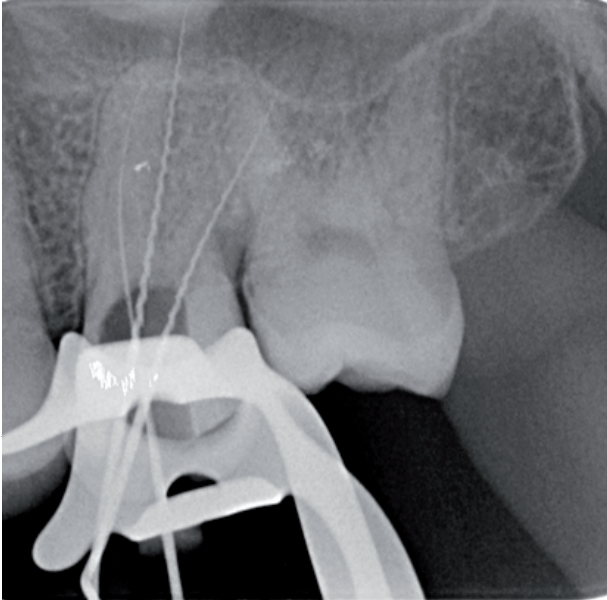
Olgu 2: Otuz bir yaşındaki erkek hasta sağ üst birinci büyük azı dişinde bulunan kırık aletin uzaklaştırılması için kliniğimize yönlendirildi. Yönlendirilen hekimden alınan bilgiye göre ilgili dişe kök kanal tedavisi yapılırken şekillendirme sırasında mesio-bukkal kanalda ProTaper Universal Sx eğesinin kırıldığı öğrenildi. Hekimin aleti uzaklaştırmaya çalışması sırasında eğenin apikale doğru ilerlediği ve bundan dolayı hekimin işlemi sonlandırıp hastayı kliniğimize yönlendirdiği öğrenildi. Yapılan radyolojik muayenede kırık aletin ilgili dişin mesio-bukkal kanalının apikal üçlüsünde olduğu belirlendi (Resim 5).



Resim 5. Kırık aletin radyografi ile tespiti

Hastadan aydınlatılmış onam formu alındıktan sonra diş lastik örtü ile izole edilip, geçici restorasyon uzaklaştırılarak giriş kavitesi hazırlandı. Mesio-bukkal kanalda bulunan kırık aletin koronal bölümünün görünür hale getirebilmek için ucu ke-

silerek modifiye edilmiş 3 numara Gates Glidden frezi kullanıldı. Daha sonra Masseren Kit'in 1.2mm çapındaki trepan freziyle kırık eğenin koronal kısmının 3 mm'lik parçasını içine alacak şekilde bir oluk açıldı daha sonra Masseren Kit'in ekstraktör tüpü oluşturulan oluğa yerleştirilerek kırık eğenin koronal 3 mm'lik parçası tutuldu ve saat yönünün tersine çevrilerek kırık eğe kök kanalından uzaklaştırıldı. Kök kanal boyunun elektronik apeks bulucu ile tespit edilmesinin ardından radyografik olarak da kontrol edildi (Resim6).



F5 nikel titanyum eğesi kullanılarak tamamlandı. Son irrigasyon olarak %5,25'lik sodyum hipoklo-

rit, %17'lik EDTA ve %5,25'lik sodyum hipoklorit sırasıyla uygulandı. Kök kanalları AH Plus ve gutta-perka ile lateral kompaksiyon tekniği ile dolduruldu (Resim 7). Daha sonra diş ışıkla sertleşen kompozit rezin restore edildi.

Tartışma

Kök kanallarında kırık alet bulunması genellikle apikal foramene ulaşmayı engelleyerek ideal bir kök kanal tedavisi yapılmasını ve olası kök kanal tedavisi yenilenmesini zorlaştırır^{5,7}. Kök kanallarında kırık alet bulunan dişlerin prognozu bulunmayan dişlere göre düşüktür. Kırık alet bulunan dişlerin prognozu dişin vital veya devital olmasına, semptomatik veya asemptomatik olmasına, periapikal patoloji bulunup bulunmamasına bağlı olarak değişir¹. Ancak teşhis ne olursa olsun kanal tedavisi sırasında alet kırılması istenmeyen bir durumdur ve kırık aletin çıkartılması veya bypass edilmesi için bütün girişimler denenmelidir.

Kök kanallarından kırık aletlerin çıkarılmasına etki eden faktörler arasında; kırık aletin çapı, uzunluğu, kök kanalındaki lokalizasyonu, dentine saplanma derecesi, kanalın kurvatürü, dentinin kalınlığı, kök kanalının morfolojisi sayılabilir⁵. Bununla beraber kırılan aleti kanal içerisinden çıkartmaya yarayan aletlerin olması ve bu aletleri kullanabilecek tecrübeye sahip olmak da başarıyı arttıran faktörlerdir. Masseran tekniği 30 yıldır kırık alet çıkartmak için kullanılan ve literatürde anterior veya posterior dişlerde kullanılmasına bakılmaksızın %44-73 arasında başarılı bulunan bir tekniktir⁷. Ancak bu tekniğin dezavantajları arasında; sık radyografi alınma zorunluluğu, ince ve kurvatürlü köklerde uygulama zorluğu, apikalde kırılan aletlerin çıkartılmasında yaşanan problemler büyük ve rijit olan trepan frezlerinin fazla miktarda kök dentini kaldırması sonucu kökün zayıflaması ve kırılması veya kökün perfore olması sayılabilir^{3,7,8}.

Bunların yanında Masseran tekniği kalın ve düz kanallı anterior dişlerin kök kanallarında bulunan kırık aletlerin çıkartılmasında oldukça yararlı bir tekniktir. Ayrıca Masseren Kit'in içerisinde bulunan ekstraktör tüplerin sağladığı güçlü retansiyon kök kanallarında dentine sıkı bir şekilde saplanmış olan kırık aletlerin çıkartılmasında oldukça kullanışlıdır. Kök kanallarında meydana gelen alet kırıklarında, kırık alet bypass edilmeye veya çıkarılmaya çalışılmalıdır. Bu olgu sunumunda kırık aletlere klinik

olarak direk görüş elde edilebildiğinden ve aletlerin kanalda sıkıştığı tespit edildiğinden dolayı Masseran tekniğı kullanılmıştır.

Sonuç

Bu olgu sunumunda üst birinci büyük azı dişlerin mesio-bukkal kanallarında bulunan kırık aletlerin başarılı bir şekilde kök kanallarından uzaklaştırılması sunulmuştur. Klinisyenin tecrübe ve yeteneğı doğrultusunda uygun endikasyonla uygulanan Masseran tekniğı kırık aletlerin kök kanalından uzaklaştırılması için yararlıdır.

KAYNAKLAR

1. D'Arcangelo C, Varvara G, De Fazio P. Broken instrument removal - two cases. J Endod. 2000;26:368-370.
2. Roda RS, Gettleman BH. Nonsurgical retreatment. In: Cohen S, Burns RC, editors. Pathways of the pulp, 9th ed. St. Louis: CV Mosby; 2006. p. 982-90
3. Pai A, Kamath M, Basnet P. Retrieval of a separated file using Masserann technique: A case report. Kathmandu Univ Med J. 2006;4:238-242.
4. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. J Endod. 2006;32:1031-1043.
5. Hülsmann M. Methods for removing metal obstructions from the root canal. Endod Dent Traumatol. 1993;9:223-237.
6. Masserann J. "Entfernen metallischer Fragmente aus Wurzelkanälen" (Removal of metal fragments from the root canal). J Br Endod Soc 1971;5:55.
7. Okiji T. Modified usage of the Masserann kit for removing intracanal broken instruments. J Endod. 2003;29:466-467.
8. Yoldas O, Oztunc H, Tinaz C, Alparslan N. Perforation risks associated with the use of Masserann endodontic kit drills in mandibular molars. Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol. 2004;97:513-517.

İletişim Adresi:

Araş. Gör. Dr. Taha ÖZYÜREK
Ondokuz Mayıs Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi,
Endodonti Anabilim Dalı,
e-mail : tahaozyurek@hotmail.com
Tel : 0 362 312 19 19



***Talon tüberküllerinin Bioaggregate kullanılarak yapılan profilaktik pulpotomileri:
İki olgu sunumu***

Prophylactic pulpotomies of talon cusps using Bioaggregate: report of two cases

Hatice AÇIKEL, Emine ŞEN TUNÇ**, Derya GÜLER**

ÖZET

Talon tüberkülü mine, dentin ve değişen miktarlarda pulpa dokusu içerebilen ekstra kron yapısı olarak tanımlanır. Mekanizması tam olarak bilinmemekle birlikte, diş gelişiminin morfolojik safhasında olduğu düşünülmektedir. Bu raporda; 2 olguda talon tüberküllerinin tamamen indirgenmesi ve uygulanan profilaktik Bioaggregate pulpotomileri sunulmaktadır. 12 yaşındaki kız ve 8 yaşındaki erkek çocuk hasta dişlerindeki düzensizlikler ve hoş olmayan görünümünden şikâyetle çocuk diş hekimliği kliniğine başvurmuşlardır. Birinci olguda sol üst yan keser dişte, ikinci olguda ise sağ üst orta keser dişte tip 1 talon tüberkülü gözlemlenmiştir. Tedavi planı; talon tüberküllerinin tamamen indirgenmesi ve ardından profilaktik Bioaggregate pulpotomilerinin uygulanmasını içermektedir. 1 yıllık takiplerinde her iki olguda da renk değişikliği olmaksızın pulpa canlılığının korunduğu ayrıca, ikinci olguda kök gelişiminin de devam ettiği gözlemlenmiştir. Bu olgu raporu, talon tüberküllerinin profilaktik tedavisinde Bioaggregate'in alternatif materyal olarak kullanılabilirliğini düşündürmektedir.

Anahtar Kelimeler: Dental anomali, Profilaktik pulpotomi, Talon tüberkülü

ABSTRACT

A talon cusp is a supernumerary crown structure composed of enamel, dentin, and a varying amount of pulp tissue. It is believed to develop during the morphodifferentiation phase of tooth development, although the exact mechanism is unknown. This report presents complete reduction of the talon cusps and prophylactic Bioaggregate pulpotomies in two cases. A 12-year-old girl and an 8-year-old boy patients referred to pediatric dental clinic with chief complaint of irregular teeth and unpleasant appearance. Talon cusps with Type 1 form were observed in Case 1 and in Case 2. The treatment plan consisted of radical removal of talon cusp and perform Bioaggregate pulpotomy. The one year follow-up examinations revealed that the treatment preserved pulp vitality without any discoloration in both cases and also continued root development and apex formation in Case 2. This case report suggests that, Bioaggregate may be considered as an alternative material for the prophylactic treatment of talon cusp.

Key Words: Dental anomalies, Prophylactic pulpotomy, Talon cusp

*Arş.Gör.Dt., Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti A.D., Samsun.

**Doç.Dr., Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti A. D., Samsun.

Giriş

Talon tüberkülu, hem süt hem de daimi dişlerde görülebilen gelişimsel bir dental anomali-dir. Görülme sıklığı %1'den azdır.¹ Mine, dentin ve bazen pulpa dokusu da içerebilen talon tüberkülleri diş gelişiminin morfordiferansiyasyon safhasında mine organının hiperaktivitesi sonucu oluşur.²

Tek veya çift taraflı görülebilen talon tüberkülleri dişin bukkalinde ya da palatinalinde de yer alabilir.³ En çok üst kesicilerde genellikle de üst yan kesici dişlerde görülmektedir.⁴ talon tüberküllerinin tüm formlarını ayırt eden kesin tanı kriterleri bulunmamaktadır. Tüberkül yüksekliği ve genişliğine göre Tip I Gerçek talon, Tip II Semi talon veya Tip III Kalıntı talon şeklinde sınıflandırılabilir.⁵ İnsizal kenarla olan bağlantısına göre ise; mine sement sınırından kesici kenara kadar olan mesafenin en az yarısına kadar olan tüberküller Tip 1, 1 mm veya daha fazla uzunlukta fakat mine sement sınırından kesici kenara kadar olan mesafenin yarısından daha az olan tüberküller Tip 2 ve genişleşmiş singulum formunda olan tüberküller Tip 3 şeklinde olarak katagorize edilmektedir.¹

Tedavi planı; talon tüberkülünün şekline, büyüklüğüne, hastanın tedaviye uyumuna ve isteğine bağlı olarak değişebilmektedir.⁶ Küçük tüberkül formları asemptomatiktir ve genellikle tedavi gerektirmezler. Büyük tüberkül formları ise ya tek seansta ya da aşamalı olarak çoklu seanslarla uzaklaştırılabilir.⁷

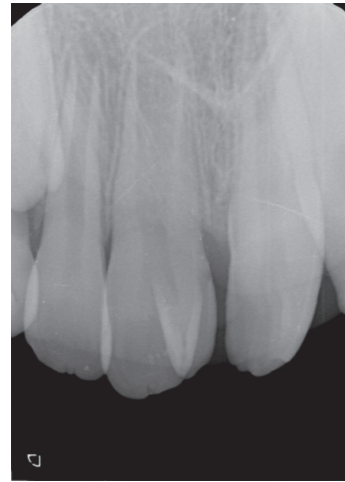
Bu raporunun amacı; iki olguda talon tüberküllerinin tamamen indirgenmesi ve uygulanan profilaktik Bioaggregate pulpotomilerini sunmaktır.

Birey ve Yöntem

Olgu 1: 8 yaşındaki erkek hasta anormal diş varlığı sebebi ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Kliniği'ne başvurmuştur. Herhangi bir sistemik rahatsızlığı bulunmayan çocuk hastanın klinik muayenesinde sağ üst orta keser dişin palatinalinde Tip 1 talon tüberkülu izlenmiştir (Resim 1). Alınan periapikal radyografide pulpa ile yakın ilişkili talon tüberkülu varlığı doğrulanmış ve dişin henüz kök gelişiminin tamamlanmadığı tespit edilmiştir (Resim 2). Hasta velisinin çoklu randevu seanslarını kabul etmemesi üzerine tedavi planı, tek seansta talon tüberkülünün tamamen kaldırılması ve pulpal açılım durumunda profilaktik pulpotominin düzenlenmesi üzerine kurulmuş, çocuk hasta ve velisi tedavi planı hakkında bilgilendirilip aydınlatılmış onam formu alınmıştır. Hastaya lokal anestezi uygulanıp



Resim 1. Olgu 1 tedavi öncesi ağız içi görüntüsü.



Resim 2. Olgu 1 tedavi öncesi radyografik görüntüsü.

(Ultracain DS Forte Ampul Sanofi Aventis, Lüleburgaz, Türkiye) diş rubber dam ile izole edilmiştir. Tüberkülün kaldırılmasının ardından oluşan kanama steril serum fizyolojikle kontrol edilmiştir. Ardından pulpal açılım bölgesine Bioaggregate (Innovative Bioceramix, Vancouver, BC, Canada) uygulanıp, kaviteye nemli pamuk pelet yerleştirilmiş ve diş cam iyonomer simanla (Riva Light Cure LC/Southern Dental Industries SDI) geçici olarak kapatılmıştır. Bioaggregate materyalinin sertleşmesi için 2 gün sonrasına yeniden randevu verilen hastada cam iyonomer siman kaldırılıp, pamuk pelet uzaklaştırıldıktan sonra daimi restorasyon kompozit rezin (3M ESPE Filtek™ Supreme XT, St Paul, USA) ile tamamlanmıştır.

Hastanın 6 aylık periyodlarla takibi planlanmıştır. Olgunun 1 yıllık klinik ve radyografik takibinde herhangi bir pulpal veya periapikal patolojiye rastlanmamış, ilgili dişte herhangi bir renk değişikliği gözlenmemiştir. Ayrıca, alınan periapikal radyografide devam eden kök gelişimi izlenmiştir (Resim 3, 4).



Resim 3. Olgu 1 tedavi sonrası 1.yıl ağız içi görüntüsü.



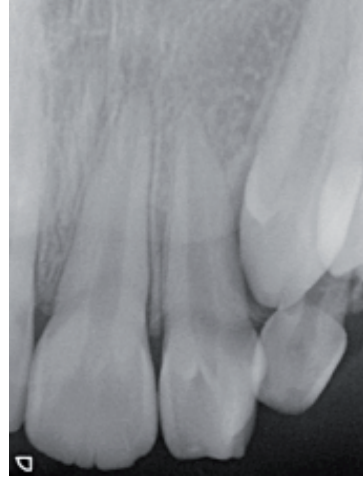
Resim 4. Olgu 1 tedavi sonrası 1. yıl radyografik görüntüsü.

Olgu 2: 12 yaşındaki kız hasta dişindeki estetik olmayan görünüm şikâyeti ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Kliniği'ne başvurmuştur. Sistemik olarak sağlıklı hastanın genel muayenesinde herhangi bir anomaliye rastlanmamış, yapılan ağız içi muayenesinde sol üst yan keser dişinde Tip 1 talon tüberkülü gözlemlenmiştir (Resim 5).



Resim 5. Olgu 2 tedavi öncesi ağız içi görüntüsü.

Tüberkülün, hafifçe mesiobukkal yönde rotasyonda olduğu ve okluzyonda çatışmaya yol açtığı belirlenmiştir. Alınan periapikal radyografide ise sol üst yan keser diş üzerine süperpoze olan, V seklinde radyoopak bir hat görülmüştür (Resim 6).



Resim 6. Olgu 2 tedavi öncesi radyografik görüntüsü.

Birinci olguya benzer şekilde hasta ve velisinin çoklu tedavi seanslarını kabul etmemesi üzerine tedavi planı; tek seansta talon tüberkülünün tamamen kaldırılması ve pulpal açılım durumunda profilaktik pulpotomi düzenlenmesi üzerine kurulmuş, tedavi planı hakkında gerekli bilgilendirmeler yapılmıştır. Birinci olgudaki işlem basamakları tekrarlanmış, hastanın düzenli klinik ve radyografik takipleri planlanmıştır.

1 yıllık klinik ve radyografik takipte herhangi bir pulpal veya periapikal patolojiye rastlanmamış, ilgili dişte herhangi bir renk değişikliği gözlenmemiştir (Resim 7, 8).



Resim 7. Olgu 2 tedavi öncesi radyografik görüntüsü.



Resim 8. Olgu 2 tedavi sonrası 1. yıl radyografik görüntüsü.

Tartışma

Talon tüberkülleri; estetik şikâyetlere, konuşma ve çiğneme fonksiyonları esnasında oluşan dil irritasyonlarına yol açabileceği gibi, derin oluklardaki plak retansiyonuna bağlı olarak çürüklere, pulpal ve periapikal patolojilere de yol açabilmektedir.⁸ Ayrıca, tüberkülün büyüklüğü ve lokasyonuna bağlı olarak oklüzal çatışma ve dolayısıyla travmatik oklüzyona da sebep olabilmektedirler.^{1,8}

Talon tüberkülleri dentisyonda izole görülebileceği gibi bifid singula, dens invaginatus veya odontoma gibi diğer dental anomalilerle birlikte görülebilir.⁹ Ayrıca Rubinstein-taybi, Mahr, Sturge-Weber ve İncontinentia Pigmenti gibi sendromlarla da birlikte görülebilmektedir. Sunulan raporda her iki olguda da herhangi bir sendrom veya dental anomaliye rastlanmamıştır.^{1,10,11,12}

Talon tüberküllerinin tedavisinde tüberkülün pulpal uzantılar içerip içermediği dikkatli klinik ve radyografik değerlendirmelerle ortaya konulmalıdır.¹³ Rutin radyografilerde tüberkülün normal kron görüntüsü üzerine süperimpoze olması değerlendirmeyi güçleştirmektedir.¹ Ohlers, talon tüberkülü bulunan çekilmiş dişlerde yaptığı çalışmada; dişlerin %34'ünün tüberkülün içerisinde geniş pulpa boynuzu, %22'sinin dar pulpa boynuzu, %14'nün daralmış pulpa boynuzu ve %20'sinin izole pulpa boynuzu kalıntıları sergilediğini, örneklerin yalnızca %10'unda pulpa boynuzu bulunmadığını bildirmiştir.¹⁴

Tedavide tüberkül şekli ve büyüklüğü önemlidir. Küçük tüberkül formları asemptomatiktir ve genellikle tedavi gerektirmez ancak büyük tüberkül formlarının tedavisi tartışmalıdır. Bazı araştırmacılar büyük tüberkül formlarında tüberkülün tek seferde kaldırılmasının pulpal açılım riski yaratacağını bu

nedenle kademeli aşındırma yapılmasının ardından desensitize edici ajan uygulamasını önermektedirler.^{6,8,15,16,17,18,19,20} Böylelikle pulpa vitalitesinin korunması ve reperatif dentin birikiminin sağlanması amaçlanmaktadır.¹⁴ Operatif prosedürlerde, reperatif dentin formasyonu süt ve daimi dişlerde sırasıyla, günde ortalama 2.8 µm ve 1.5 µm hızla gerçekleşmektedir.²⁰ Bu nedenle kademeli aşındırma tekniği kullanırken seanslar 45 gün aralıklarla uygulanmaktadır.¹⁷ Tedavi süreci bu uygulamada ortalama 6-9 ay olarak bildirilse de literatürde 5 yıla kadar uzayan vakalar bulunmaktadır.^{6,17,20}

Aşamalı aşındırma işleminin aksini savunan araştırmacılar bu tekniğin sekonder dentin birikimi nedeniyle pulpada daralmaya ve ulaşılmayan pulpa boynuzlarında total obliterasyona neden olabileceğini, dişte hassasiyet gelişebileceğini ve uzun tedavi seansları nedeniyle hastada uyum problemleri meydana gelebileceğini, bu nedenlerle tüberkülün uzaklaştırılmasının ardından profilaktik pulpotomi hatta kök kanal tedavisi gibi tedavilerin uygulanabileceğini ileri sürmektedirler.^{7,19,21,22} Çalışmamızda hasta ve hasta velilerinin çoklu randevu seanslarını kabul etmemesi üzerine tedavi planı; tek seansta talon tüberkülünün tamamen kaldırılması ve pulpal açılım durumunda profilaktik pulpotomilerin düzenlenmesi üzerine kurulmuştur.

Bu çalışmada uygulanan profilaktik pulpotomilerde Mineral Trioksit Aggregate (MTA) materyali ile benzer özelliklere sahip Bioaggregate materyali kullanılmıştır.^{23,24,25} BioAggregate, son zamanlarda geliştirilen kalsiyum-silikat bazlı nanopartiküler yapıda bir bioseramik materyalidir.²³ Yapılan çalışmalar Bioaggregate'in, düşük sızdırmazlık özelliğine sahip biyoyumlu bir materyal olduğunu ortaya koymuştur.²⁶ Bioaggregate MTA ile karşılaştırıldığında alüminyum gibi zararlı bileşenler açığa çıkarmadığı içeriğinde radyopaklığı sağlamak için bizmut oksit yerine tantalyum pentoksit bulunması sebebiyle daha az koronal renklenmeye sebep olacağı ileri sürülmektedir.^{27,28} Nitekim her iki olguda da takip periyotları boyunca koronal renklenme gözlenmemiştir.

Bu olgu raporunda talon tüberküllerine profilaktik Bioaggregate pulpotomileri uygulanan hastaların 1 yıllık vaka takiplerinde her iki olguda da herhangi bir pulpal veya periapikal patolojiye rastlanmamış, ilgili dişlerde herhangi bir renk değişikliği gözlenmemiştir. Ayrıca ikinci olguda da kök gelişiminin de devam ettiği gözlemlenmiştir. Sonuç olarak, talon tüberküllerinin profilaktik tedavisinde Bioaggregatein materyal alternatifi olabileceği düşünülmüştür.

KAYNAKLAR

1. Hattab FN, Yassin OM, al-Nimri KS. Talon cusp in permanent dentition associated with other dental anomalies: Review of literature and reports of seven cases. *ASDC J Dent Child*. 1996;63:368-376.
2. Güngör CH, Altay N, Kaymaz FF. Pulpal tissue in bilateral talon cusps of primary central incisors: Report of a case. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Endod*. 2000;89:231-235.
3. Hedge U, Mull J P, Danish G, Nabeel S. An Uncommon Dental Anomaly: Talon Cusp. *World Journal of Dentistry*. 2010;1:47-50.
4. Şahiner C, Kızılırmak A, Özalp N. [Talon Cusp: A Report of Four Cases] . *A.Ü. Diş Hek Fak. Derg*. 2009;36:115-120.
5. Hsu Chin-Ying S, Giriya V, Fei YJ. Bilateral talon cusps in primary teeth: Clinical significance and treatment. *ASDC J Dent Child*. 2001;68:239–243.
6. Al-Omari MA, Hattab FN, Darwazeh AM, Dummer PM. Clinical problems associated with unusual cases of talon cusp. *Int Endod J*. 1999;32:183-190.
7. Koh ET, Ford TR, Kariyawasam SP, Chen NN, Torabinejad M. Prophylactic treatment of dens evaginatus using mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2001;27:540-542.
8. Oredugba FA. Mandibular facial talon cusp: case report. *BMC Oral Health*. 2005;5:1-5.
9. McNamara T, Haeussler AM, Keane J. Facial talon cusps. *Int J Paediatr Dent*. 1997;7:259-262.
10. De Sousa SM, Tavano SM, Bramante CM. Unusual case of bilateral talon cusp associated with dens invaginatus. *Int Endod J*. 1999;32:494-498.
11. Tomazinho FS, Baratto-Filho F, Leonardi DP, Haragushiku GA, de Campos EA. Occurrence of talon cusp on a geminated maxillary central incisor: a case report. *J Oral Sci*. 2009;51:297- 300.
12. Tsutsami T, Oguchi H. Labial Talon Cusp in a child with incontinentia pigmenti: achromians: case report. *Pediatric dentistry*. 1991;13:236-237.
13. Siraci E, Cem Gungor H, Taner B, Cehreli ZC. Buccal and palatal talon cusps with pulp extensions on a supernumerary primary tooth. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006;35:469-472.
14. Oehlers FAC, Lee KW, Lee EC. Dens evaginatus (evaginated odontome). Its structure and responses to external stimuli. *Dent Pract Dent Rec*. 1967;17:239–244.
15. Segura-Egea JJ, Jimenez-Rubio A, Rios-Santos JV, Velasco-Ortega E. Dens evaginatus of anterior teeth (talon cusp): report of five cases. *Quintessence Int*. 2003;34:272-277.
16. Cantekin K, Arslan H, Çakıcı F, Ayrancı LB. Üst daimi kesici dişte talon tüberkülü: olgu sunumu. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2011;1:95-98.
17. Bansal AV, Choudhary P, Kulkarni VK, Bansal A, Shashikiran N D. Talon Cusps: Conservative Management. *J Clin Pediatr Dent*. 2011;35:345–348.
18. Kılınç G, Sezgin Bolgöl B. Çene santral dişlerde çift taraflı talon tüberkülü: olgu sunumu. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2015;25:81-84.
19. Abbott PV. Labial and palatal “talon cusps” on the same tooth: A case report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1998;85:726-730.
20. Nuvvula S, Gaddam KR, Jayachandra B, Mallineni SK. A rare report of mandibular facial talon cusp and its management *Journal of Conservative Dentistry*. 2014;17:499-502.
21. Kumar V, Chawla A, Logani A, Shah N. Mineral trioxide aggregate pulpotomy: An ideal treatment option for management of talon cusp. *Contemp Clin Dent*. 2012;3:491-493.
22. Levitan ME, Himel VT. Dens evaginatus: literature review, pathophysiology, and comprehensive treatment regimen. *J Endod*. 2006;32:1-9.
23. De-Deus G, Canabarro A, Alves G, Linhares A, Senne MI, Granjeiro JMOptimal cytocompatibility of a bioceramic nanoparticulate cement in primary human mesenchymal cells. *Journal of Endodontics*. 2009;35:1387–1390.
24. Yuan Z, Peng B, Jiang H, Bian Z, Yan P. Effect of bioaggregate on mineral associated gene expression in osteoblast cells. *J Endod*. 2010;36:1145-1148.
25. Yan P, Yuan Z, Jiang H, Peng B, Bian Z Effect of bioaggregate on differentiation of human periodontal ligament fibroblasts. *International Endodontic Journal*. 2010;43:1116–1121.
26. Zhang H, Pappen FG, Haapasalo M Den-

tin enhances the antibacterial effect of mineral trioxide aggregate and bioaggregate. *Journal of Endodontics*. 2009;35:221–224.

27. Park JW, Hong SH, Kim JH, Lee SJ, Shin SJ X-Ray diffraction analysis of white ProRoot MTA and Diadent BioAggregate. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010;109:155–158.

28. Marciano MA, Costa RM, Camilleri J, Mondelli RFL, Guimaraes BM, Duarte MAH, *Journal of Endodontics*. 2014;40:1235-1240.

İletişim Adresi:

Arş. Gör. Dt. Hatice AÇIKEL
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi,
Pedodonti A.D.,
Kurupelit/Samsun/TÜRKİYE
İş Tel : 03623121919-8180
e-mail : hatice-ackl@hotmail.com



Doğal Yaşam ve Oral Dokularda Biyofilm

Biofilm In Natural and Oral Tissues

Serdar BAĞLAR, Tahir ÖRÜN**, Erol KESKİN***

ÖZET

Mikroorganizmalar, evrende yüzeylere, ürettikleri hücre-dışı mukopolisakaritler sonucu oluşturdukları biyofilm ile bağlanabilirler. Biyofilm bakterilere topluluk halinde yaşayarak koloniler oluşturma imkanı sağlar. Bu oluşumu bakteriler, kendi aralarında geliştirdikleri bir iletişim mekanizması sayesinde gerçekleştirebilmektedirler. Bu mekanizma 'Çevreyi Algılama (Quorum Sensing)' olarak adlandırılır. Bu iletişim sistemi, bakterilerin sadece kendi türleri arasında değil farklı bakteri türleri ile de iletişim kurmasına olanak sağlar. Böylelikle nesillerini devam ettirebilirler. Ayrıca biyofilmler antimikrobiyal ajanlara karşı organizmaların daha dirençli olmasını sağlar. Gerek oral ortamda gerekse kalıcı tıbbi cihazlarla hastalarda enfeksiyona neden olan bu organizmalar halk sağlığı için ciddi bir sorun teşkil etmektedir. Biyofilmlerin yapısının ve üstlendiği rolün iyi bilinmesi, hem genel sağlık hem de oral sağlık açısından klinikte karar verme sürecinin geliştirilmesi için oldukça önemlidir.

Anahtar Kelimeler: Biyofilm, Quorum Sensing, Dental Plak,

ABSTRACT

Microorganisms can bind to the surfaces by extracellular mucopolisaccarides (biofilms) which produces by themselves. The biofilms allow bacteria to live in communities and form colonies. This occurs by a communication mechanism which developed between themselves. This mechanism is named as 'Quorum Sensing'. This communication system allows bacteria to communicate not only with their own species but also with different types of bacteria. So they can continue their generation. Furthermore, biofilms enable organisms to be more resistant to antimicrobial agents. These organisms, which cause infection in the oral environment or in patients with indwelling medical devices, constitute a serious problem for public health. The well-known knowledge of the structure and role of biofilms is crucial for the development of clinical decision-making in terms of both general health and oral health.

Key Words: Biofilm, Quorum Sensing, Dental plaque

*Yrd. Doç. Dr., Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi A.D., Kırıkkale, Türkiye.

**Araş. Gör., Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi A.D., Kırıkkale, Türkiye.

Giriş

Bilindiği üzere diş çürüğü biyofilm içerisine gömülü karyojenik mikroorganizmaların oluşturduğu diş dokularının yıkımıyla sonuçlanan enfeksiyöz bir hastalıktır¹. Bu hastalık halen dünyada bilinen en yaygın hastalıktır. Çürük mekanizmasının temelini bakteriyel biofilm oluşturmaktadır. Diş çürüğünün yanı sıra Dünya Sağlık Örgütü (WHO) tarafından belirtildiği üzere gıda sektöründe ve vücut içi kullanılan medikal cihazlarda da biyofilm büyük bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır².

Artık günümüzde bakterilerin topluluk halinde yaşadığı konsepti tek halde yaşamalarından daha fazla kabul görmektedir. Bu topluluklar biyofilm olarak bilinen extraselüler matriks içerisinde yaşayan organizmalardır³. Extraselüler matriksin başlıca yapıtaşları; polisakkaridler, proteinler, nükleik asitler ve lipidlerdir.

Günümüze kadar biyofilm birçok kaynak tarafından farklı şekillerde tanımlanmıştır. 17. YY'da Leewenhoek'in ağız ortamından almış olduğu örnekte plak içerisinde yaşayan mikroorganizmalardan söz edilmesinden sonra, uzun süre biyofilmin varlığına dair bir ifade kullanılmamıştır.

1. Biyofilmin tanımı ve yapısı

Tutunabildikleri organik veya inorganik tüm yüzeylerde kendi ürettikleri polisakkarit matrix içerisine gömülü olarak yaşayan mikroorganizmaların oluşturduğu organize topluluğa biyofilm ya da mikrobiyal biyofilm denir⁴⁻⁵⁻⁶.

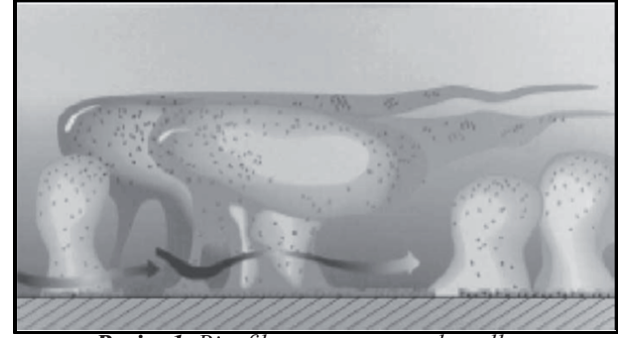
Değişik mikrobiyal türlerin, kendilerini çevresel etkenlerden korumak ve besin kaynağını daha verimli kullanmak için oluşturdukları mikro-ekosistem olarak da tanımlanabilir⁷⁻⁸.

Diş hekimliğinde, biyofilm denildiğinde ilk hatta tek akla gelen dental biyofilmdir. Ancak bu yapı doğada özellikle de nemin olduğu her yerde görülebilen genel bir oluşumdur. Örneğin; su birikintilerinde, endüstriyel veya evsel su sistemlerinde, su borularında, su arıtma, depolama, işleme ve dağıtım tesislerinde, su soğutmalı sistemlerde, kâğıt makinelerinde, gıda endüstrisinde ve diş ünitelerinde rastlanılabilir⁹. Suyun akış hızının azalması ya da durmasıyla biyofilm oluşumunun daha hızlı gerçekleştiği bilinmektedir. Ortamdaki nemin fazla olması ve besin maddesinin mevcudiyeti biyofilm oluşumunu arttırır¹⁰. Kısaca özetleyecek olursak biyofilmlerin oluşumuna ve gelişmesine bakteri suşu, ortamın yüzey özellikleri, nem varlığı, pH, besin

miktarı, sıcaklık gibi çeşitli çevresel faktörler etkili olmaktadır.

Bu oluşum vücut dışında görüldüğü gibi vücut içinde de birçok yerde kolaylıkla görülebilir. Vücut içi kullanılan kateterler, kalıcı tıbbi cihazlar, kontak lensler, bazı genetik hastalıklarda (kistik fibrozis gibi) ve oral ortamda görülebilir. Kısacası mikrobiyal biyofilm hayatın her alanında karşımıza çıkmaktadır².

Biyofilm hücreleri çevresel streslere ve antimikrobiyal ajanlara karşı planktonik formdan yaklaşık 1000 kat daha dirençlidir¹¹⁻¹²⁻¹³. Biyofilmler tek bir mikroorganizma türü tarafından oluşturulabildiği gibi birden fazla türü de yapısında barındırabilir¹⁴. Farklı türlerden oluşan biyofilmlerde her tür kendi mikro kolonisini oluşturur, bu mikro koloniler birbirlerinden su kanalları aracılığı ile ayrılmışlardır. Su kanalları içinde devam eden su akışı besin maddelerinin ve oksijenin difüzyonunu sağlar¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁹ (Resim 1).



Resim 1. Biyofilm yapısı ve sıvı kanalları

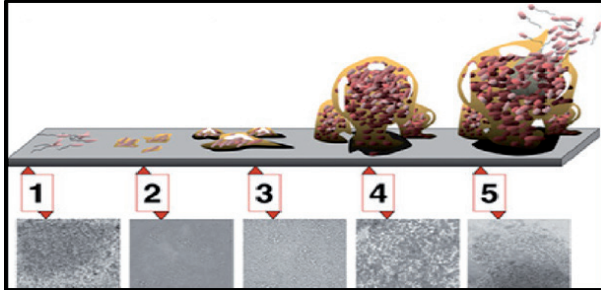
Biyofilm yapısını bir arada tutan exopolisakkarit çeper, çoğunlukla organizmaların kendileri tarafından üretilmektedir. Bu extraselüler polimerik madde (EPS) olarak adlandırılan yapı çeşitli biyopolimerlerin kümelenmesinden oluşmaktadır. EPS biyofilmin üç boyutlu yapısının iskeletini oluşturmakta ve yüzeye adezyonunun haricinde kendi içindeki bütünlüğünü de sağlamaktadır¹⁷⁻¹⁸.

-Biyofilm Hakkında Öne Sürülen Farklı Patojenik Mekanizmalar:

1. Katı yüzeylere yapışabilmesi
2. Topluluk içinde metabolik faaliyetleri iş bölümü şeklinde yapmaları
3. Konak defansından kaçınmak (fagositoz gibi)
4. Yüksek yoğunlukta mikroorganizmalar içerimesi
5. Mikroorganizmalar içindeki değişik genler çok daha virulan sonuçlar doğurabilmesi
6. Büyük konsantrasyonlarda toksin üretmek

2. Biyofilm oluşum basamakları

Yaşam döngüsünün her alanında karşılaşılan biyofilmin oluşum mekanizması da oldukça kompleks bir dinamığe sahiptir. Olgun biyofilm yapısı farklı aşamaların neticesinde meydana gelmektedir¹⁹⁻²⁰ (Resim 2).



Resim 2. Biyofilm Oluşum Aşamaları³⁵

Oral biyofilm de ön hazırlık olarak dental pelikül oluşumunu gözlemleriz²¹. Pelikül, dişin macun ve fırça ile temizlenmesini takiben 20 dakika sonra diş yüzeylerinde görülmeye başlayan, tükürük, protein ve glikoproteinlerin kısmen diş yüzeyine çökmesi, kısmen de hidroksiapatite adsorpsiyonu ile oluşan ince, düz, renksiz, şeffaf film tabakasına denir²³⁻²⁴. Biyofilm oluşumu ve yayılması 5 aşamada gerçekleşir:

1. Dönüşümlü tutunma
2. Geri dönüşümsüz tutunma
3. Koloni gelişimi
4. Biyofilm olgunlaşması
5. Biyofilm hücrelerinin koparak ayrılması

2.1. Dönüşümlü Tutunma:

Temizlenmiş diş yüzeyinde pelikül oluşumu gerçekleştikten sonra öncelikli olarak mikroorganizmalar, yüzeye dönüşümlü olarak tutunup ortamı analiz ederler²⁴. Eğer ortamda yeterli besin mevcutsa çeşitli bağlanma mekanizmaları ile yüzey etkileşimi başlar²⁵. Yüzey özellikleri bakteriyel tutunmada önemli rol oynar²⁶⁻²⁷. Hücreler bu aşamada, hava su spreyi gibi basit yıkama işlemleri ile kolayca yüzeyden uzaklaştırılabilirler²⁸.

S.sanguis, *Actinomyces viscosus*, *Actinomyces naeslundii* ve *Peptostreptococcus* ana öncü türlerdir ve diş temizlendikten sonra bir saat içinde pelikül yapılaşma kapasiteleri vardır²⁹⁻³⁰. Mutansların pelikül sukroz varlığında bağlanmasında glukoziltransferaz enziminin önemi büyüktür, çünkü ekstrasellüler matriksin polimerizasyonunun artması MS'nın böyle dirençli yapışkan koloniler

oluşturmasını sağlar³¹⁻³²⁻³³.

Plak oluşumundaki erken evre genellikle patolojik potansiyelden yoksundur. Çünkü plak öncelikle aerobik topluluklar içerir ve zararlı metabolitleri yeterli sayıda üretmek için uygun organizma tipi ve sayısından yoksundur³⁴.

2.2. Dönüşümsüz tutunma:

Dönüşümsüz tutunma, EPS(exopolisakkarid) varlığında bakterinin yapmış olduğu zayıf bağların kalıcıya dönüşmesidir²⁴. Yüzeyle kısa mesafeli etkileşimler halinde olan mikroorganizmalar dipol-dipol etkileşimi, hidrofobik etkileşimler, iyon-dipol etkileşimi, iyonik ve kovalent bağlar ve hidrojen etkileşimleri sayesinde hücre organelleri ile yüzeye dönüşümsüz olarak tutunurlar³⁷. Mikroorganizmalar yüzeyle olan bu etkileşimlerini daha güçlü ve nispeten kısa bir mesafe boyunca yapmaktadır. Dönüşümsüz tutunma aşamasından sonra biyofilm hücrelerini yüzeyden uzaklaştırabilmek için güçlü mekanik kuvvet gerekir³⁸. Bu safhada aktif olan *St. Mutans* başta olmak üzere bir grup mikroorganizma ortamdaki karbonhidratlardan (özellikle sukrozdan) ekstra-sellüler karbonhidratları(EPS) yaparlar³⁹⁻⁴⁰.

2.3. Koloni Gelişimi:

Mikro koloni gelişimi bakteri hücrelerinin yüzeyde birikmesi, mikroorganizmaların gelişmesi ve EPS üretimi sonucunda gerçekleşir⁴¹.

EPS, bakteri ve alt katmanı arasında bağ oluşumuna katkıda bulunur, koloniyi her türlü çevresel strese karşı istikrarlı hale getirir. Bu sistemde bakterilerin yüzeyde toplanma işlemi planktonik hücrelerin sinyal molekülleriyle etkileşip bir araya gelmesiyle gerçekleşir.

Bu aşamada bir bakteri hücresi yüzeyde koloni oluşturduktan sonra (ilk koloni), aynı yüzeyde diğer bakteriler de koloni oluşturur (ikincil koloni). Biyofilm büyüdükçe, polimer matriksinde kapsül oluşturmuş mikroorganizmalarda da artış görülür³⁴.

2.4.Olgun Biyofilm Oluşumu:

Bu aşamada biyofilm hücreleri besin maddelerinin etkisiyle apartman ya da mantar şeklinde yapılara dönüşürler⁴⁰⁻⁴⁴. (Resim 1)

Bu safhada mikrobiyal kompozisyon komplekstir. Başlangıçta hâkim olan aerob streptokok görünümü plak kalınlaştıkça anaerob ve filamantöz yapıya dönüşür, özellikle *aktinomyces* türleri artar. Üst tabakada ise yine aeroblar vardır⁴⁵. *Streptococcus*, *neisseria*, *aktinomyces*, *veilonella*, *fusobacterium* ve *bakteriosides* gibi örneklerin sayıları

zaman içerisinde birbirine göre değişir⁴⁶. Gelişen plaktaki bu değişimler çevresel yaşam şartlarının değişimi ile ilgilidir. Plağın oksidasyonu zaman içerisinde düşer, plağın kalınlığı artar, sonuçta tükürüğün tamponlayıcı gücü plağın derin tabakalarına ulaşmadığı için etkisini gösteremez. 0,3 - 0,6 mm. kalınlığındaki plağın en şiddetli asit oluşturma özelliğine sahip olduğu bulunmuştur. Böylelikle pH 5,5 'in altına düşer ve plak elimine edilmediği sürece asidik yapı etkili olarak çürük olayı ortaya çıkar³⁹.

Çeşitli yüksekliklerde kuleler ya da mantar şeklinde yapılar oluşturan mikro kolonilerin aralarında besinlerin ulaştırılması ve metabolik atık ürünlerin uzaklaştırılması için dolaşım sistemi olarak görev yapan sıvı kanalları bulunmaktadır⁴⁸.

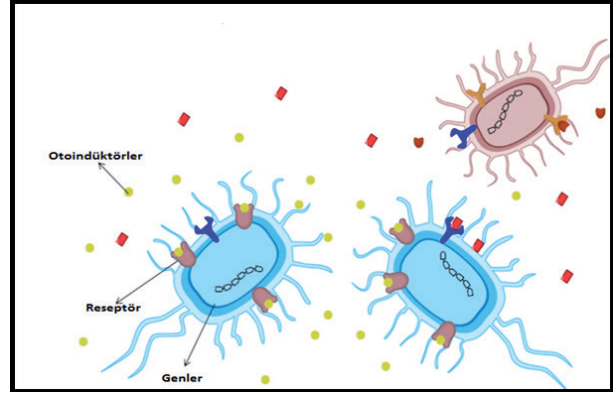
2.5. Biyofilm Hücrelerinin Koparak Ayrılması:

Hücreler bu aşamada planktonik fazlarına geri dönerler. Kopan planktonik hücreler yeni biyofilm odaklarını oluşturmak üzere ayrılır. Bu süreç bir dengeye oturunca süreklileşir. Böylece biyofilm yapısı yüzey boyunca yayılır⁴⁹.

3. Biofilm oluşumunda bakteriler arası haberleşme: Quorum Sensing

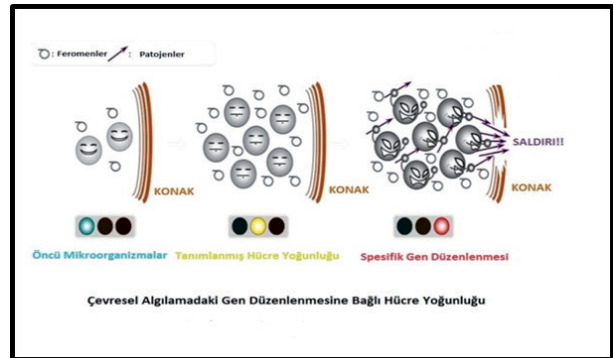
Uzun bir süre, bakteri organizmaları kendi kendine yeterli ve bağımsız yaşam tarzları olan tek hücreli mekanizmalar olarak düşünüldü. Son yıllarda çeşitli araştırmalarında gösterdiği üzere, gerçekte, bakteriler kendi türleri veya başka türlerle gizli bir kimyasal dil vasıtasıyla karmaşık sosyal davranışlar ve etkileşimler kurarak, varlıklarını sürdürebilmek ve sayılarını arttırabilmek için faydalı etkileşimler geliştirmişlerdir⁵⁰⁻⁵¹. Quorum Sensing (QS) bakterilerin ürettikleri ve salgıladıkları kimyasal sinyalleri algılamak, spesifik fenotipik yanıtları tetikleme amacıyla oluşturdukları iletişim sürecidir. Bir bakteri topluluğunun mikrobiyal koloni oluşturabilmesi için temel esas birbirleri arası iletişimden geçer, buna sosyomikrobiyoloji de denebilir⁵²⁻⁵³. Hücrelerin bireysel olarak hareket etmelerinden işbirliği içerisinde olmaları kendileri açısından daha avantajlı olacaktır. Bu işbirliği neticesinde bir mikroorganizmanın metabolizma artışı başka bir mikroorganizmaya besin sağlayabilir. Oral mikrobiyal topluluklar içerisinde buna iyi bir örnek olarak veilonella ve streptococcus arasındaki etkileşim gösterilebilir. Veilonellanın metabolizma ürünü olan karbon, streptokoklar tarafından laktik asit üretiminde kullanılabilir⁵⁴.

Mikroorganizmalar biyofilmi besin eksikliğinden, antibakteriel ajanlardan, fagositoz ve antibiyotiklerden korunmak gibi daha birçok sebepten dolayı oluştururlar⁵⁵⁻⁵⁶⁻⁵⁷. Biyofilm oluşturma mekanizması çevreden almış olduğu sinyaller neticesinde tehlikenin varlığını fark eden mikroorganizmanın mevcut genleri tarafından yönetilir¹⁴. (Resim 3)



Resim 3. Mikroorganizmalarda Quorum Sensing (QS) mekanizması

Bu olay bakteriye kendi hücre popülasyon yoğunluğunu izleme ve buna bağlı olarak davranışlarını düzenleme olanağı verir. Böylelikle, konakta enfeksiyon oluşturabilecek yeterli çoğunluğa ulaşmaya kadar konağın bağışıklık sistemi tarafından patojen bakterinin fark edilmemesi sağlanarak başarılı bir enfeksiyon süreci oluşturulur. (Resim 4)



Resim 4. Mikroorganizmalar çevresel algı (QS) mekanizması sayesinde yeterli çoğunluğa ve yıkıcı güce ulaşmaya kadar virulans faktör göstermemektedirler.

Yakın zamanda keşfedilen bu bakteriyal hücre-hücre iletişim sinyallerinin başlıcaları açılhe-moserin lakton (AHL), siklik tiyolaktin (AIP), metil dodesenoik asit (DSF), furanosilborat (AI-2) olup bunlar bakteriyal toksisite sorumlularıdır⁵⁹⁻⁶¹. Bu QS sinyal molekülleri arasında AHL'ler en ön plana

çıkan hücre hücre iletişim sinyal molekülleridir⁶².

Günümüzde mikroorganizmalara karşı birçok yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemlere karşı da mikroorganizmalar çeşitli direnç mekanizmaları gerçekleştirmiştir. Rutinde kullanılan antibiyotikler bunlardan bir tanesidir. Kullanıma girdikten sadece 2 yıl sonra, 1942 yılında Penisilin direnci gelişmiştir. Günümüzde bakterilerin çoğu antibiyotiklere dirençlidir (hastalık yapan bakterilerin % 70'in den fazlası klinikte kullanılan mevcut antibiyotiklerden en az birine karşı dirençli)⁶³⁻⁶⁴.

Günümüzde bakteriyel enfeksiyonlar ile savaş için tercih edilen antibiyotik kullanımı gibi klasik yöntemler;

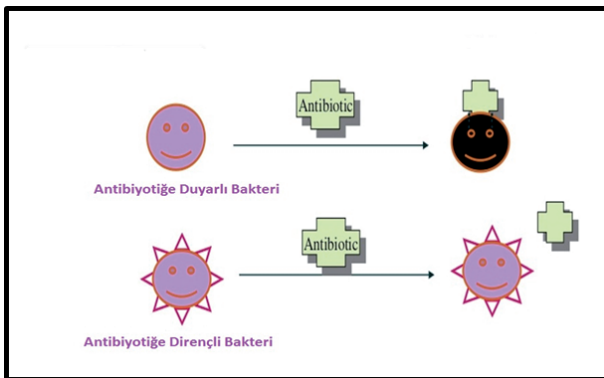
•Protein sentezi,

•DNA replikasyonu ve

•Hücre duvarı sentezi gibi

bakteriler için önemli işlemleri engelleyerek onları öldürerek yok etme temeline dayanmaktadır.

(Resim 5)



Resim 5. Antibiyotiğe karşı dirençli bakteri

Ancak bu yöntemler bir süre sonra antibiyotiklere karşı dirençli popülasyonların ortaya çıkmasına yol açmıştır. Böylece, kullanılan antibiyotiklerin giderek etkisiz kalması ve direncin yayılması sonucunda hastalıkların tam anlamıyla tedavi edilememesi ve ekonomik kayıplar karşımıza çıkmaktadır. Patojenik bakterilerin birçoğunun virülens faktörlerinin üretimini AHL türevi sinyal molekülleri aracılığı ile kontrol ettiğinin keşfedilmesi ile QS sistemi antimikrobiyal tedavi için yeni ve cazip bir hedef haline almıştır⁶⁵.

4.Çevresel Algılama (QS) İnhibisyonu için Kullanılan Stratejiler:

A-Sinyal molekülünün üretiminin önlenmesi⁶⁶⁻⁶⁷

B- Sinyal molekülünün yıkılması⁶⁰⁻⁶⁸

C- Sinyalin alınmasının önlenmesi⁷⁰⁻⁷¹

Son zamanlarda yapılan araştırmalar, bakteriler arası iletişim sisteminin bozulması sonucunda bakteri koordinasyonunda eksiklikler doğuracağından, konakta kolonize olma yeteneklerinin azalacağı ve bunun neticesinde başarılı bir enfeksiyon süreci ortaya koyamayacaklarını göstermektedir⁶⁵. Bu verilere dayanarak bakterileri direk öldürmek yerine aralarındaki haberleşme sistemini bloke ederek bakteriyel enfeksiyonları tedavi etmek ve kontrol altında tutmak, patojenlerle mücadelede gelecek vaat eden yeni bir strateji olarak düşünülmektedir.

Eğer insan kullanımına uygun QS inhibitörler geliştirilebilirse, bu moleküllerin antibiyotiklerden farkı iki şekilde olabilir:

1-Üremeyi direk olarak etkilemeyeceklerinden, dirençli bakterilerin gelişimine neden olmayacakları,

2-Konakta mevcut faydalı bakteri komünitelerini yok etmeyecekleri umulmaktadır.

2009 yılında Nature Chemical Biology dergisinde yayımlanan makaleye göre, New York'taki Albert Einstein Tıp Fakültesinde görevli bilim adamı Vern Schramm ve ekibi, yeni geliştirdikleri antibiyotiği kolera ve E.coli bakterilerinde denedi. Bilim adamları, bu antibiyotikle yapılan²⁶. tedavinin bile, ilk tedavideki gibi sonuç verdiğine dikkati çekti. Yeni antibiyotiğin bakteriyi öldürmediğini belirten bilim adamları, bu yöntemin bakterilerin direnç geliştirmesine neden olduğunu hatırlattı. Süper antibiyotik, bakterilerin birbirleriyle iletişimini bir enzimi bloke ederek kesiyor ve böylece bakteriler bağışıklık sisteminden korundukları biyofilmler geliştiremiyor olduklarını belirtmişlerdir⁷³.

5. QS inhibitörleri:

5.1. Doğal İnhibitörler

Gram-negatif bakterilerde çevreyi algılama sistemini bloke ettiği tespit edilen ilk bileşik, kırmızı bir deniz algisi olan *Delisea pulchra*'dan izole edilen halojenlenmiş furanonlardır

- Patulin

- Penicillik asit

- 4-nitro-pyridine-N-oxide (4-NPO)

- Cinnamaldehyde

- Vanillin

- Catechin

- p-coumaric acid

- Sarımsak özütü

Gibi çeşitli doğal bileşikler doğal inhibitör olarak

etki eder. Ancak bu bileşiklerin çoğunun ya toksik olmaları ya da tolere edilebilir dozlarda etki göstermemeleri nedeniyle insan kullanımına çok uygun olmadıkları görülmüştür⁷⁴.

5.2. Sentetik Analoglar ve Sentetik Bileşikler

Hücreler arası iletişimi sağlayan sinyalin alınmasını önlemek amacıyla reseptöre (LuxR-tipi) karşı yarışan sentetik moleküllerdir. Bilgisayar destekli molekül tasarımı ile QSI molekül taraması çalışmaları ile yapısal olarak AHL' lara benzerlik göstermeyen bazı moleküllerin de bazı bakterilerinde QS sistemini inhibe ettiği görülmüştür⁷⁴.

5.3. Bazı İlaçlar

Bazı makrolid ve non-makrolid antibiyotiklerin sub-MIC değerlerinde, Gram (-) bakterilerin quorum sensing sistemi üzerine etkileri rapor edilmiştir⁷⁵.

6. Biyofilmler ve vücut içi cihaz ilişkili enfeksiyonlar

Biyofilmin genellikle yeterli nem ve besinin olduğu, canlı veya cansız yüzeylerde, vücut içi kullanılan kalıcı tıbbi cihazlar da dâhil olmak üzere görülebildiğini belirtmiştik. Bakteriler belirli bir sayıya ulaştıklarında proteinler, polisakaridler, nükleik asitler ve benzeri maddeler sentezleyerek extraselüler matrix oluştururlar. Bu yapı adeta biyofilmde tutkal görevi görmektedir. Ayrıca, mikroorganizmaların oluşturdukları biyofilm sayesinde, antimikrobiyal ajanlara karşı ne kadar dirençli olduğunu, son yıllardaki çalışmalar açıkça göstermiştir. Bu matrix organizmaları kimyasal tedavi yöntemlerine karşı dirençli kılmaktadır, örneğin ağız gargalarına. Ağız ortamından oral biyofilmi bütünüyle kaldırabilmek, dişler arasındaki ulaşılamayan bölgelerden ve derin fissürlerden dolayı çokta mümkün olamamaktadır. Özellikle dental restorasyonlarda oluşabilecek pöröziteler, kenar uyumsuzlukları ve boşluklar bu durumu daha komplike hale getirmektedir. Ancak mikrobiyal biyofilm eğer tedavi ile uzaklaştırılmazsa burda patojen mikroorganizmaların lehine bir ekoloji oluşabilir ve bunun neticesinde hastanın oral ve genel sağlığına zararlı sonuçlar doğurabilir⁷⁶⁻⁷⁷⁻⁷⁸.

Biyofilm oluşumu nem ile temas halindeki tüm tıbbi biyomateryaller için büyük bir sorun teşkil etmektedir. Bu tür yapay kalp kapakçıkları, yapay ses telleri, inkübasyon tüpleri, oral implantlar, kontak lensler, santral venöz kataterler, iğnesiz valfli konnektörler, endotrakeal tüpler, intrauterin aygıtlar, kalp pili, periton diyaliz kataterleri, protez

eklemler, timpanostomi tüpleri, idrar sondası gibi medikal biyomateryaller için tehlike arz etmektedir. Vücut içi kullanılan kalıcı tıbbi cihaz, mikroorganizma ile kontamine olduğunda, biyofilm oluşabilmesi için çeşitli değişkenlerin bir arada olması gerekir. İlk olarak mikroorganizmaların irreversible bağlanabilmesi için yeterli sayıda ve genişlikte kontaminasyonu gereklidir. Mikroorganizmaların cihaz yüzeyine bağlanabilme oranı kontamine olan hücre sayısına, çeşitliliğine, cihaz boyunca sıvının akış hızına ve yüzeyin fizikokimyasal karakterine bağlıdır. Sıvı bileşenleri bağlanma yüzey özelliklerini değiştirebilir ve tutunma oranını arttırabilir. Bu mikroorganizmalar konak yüzeyine bir kere geri dönüşümsüz olarak bağlanıp EPS oluşturduklarında olgun biyofilm gelişim süreci, sıvı akış oranı, ortamdaki besin kompozisyonu, antimikrobiyal medikaman konsantrasyonu ve ortam sıcaklığı gibi etkenlere bağlı olarak ilerleme gösterir. Bu faktörler kalıcı tıbbi cihazların üç tipi üzerinde biyofilm hakkında bilinenleri incelenerek gösterilebilir: Santral venöz kateterler, mekanik kalp kapakları ve idrar (Foley) kateterleri⁷⁹.

6.1. Santral venöz kateterler ve biyofilm

Elektron mikroskopuyla yapılan tarama ve transmisyon sonucunda neredeyse tüm kalıcı santral venöz kateterlerde bir biyofilm matriksi içine gömülü kolonize olmuş mikroorganizmalar görülmüştür⁸⁰. Bu mikroorganizmalar hastanın cilt mikroflorasından, sağlık personelinin ya da cihazda mevcut kontaminasyondan kaynağını alabilir. Kateter vücuda yerleştirilirken yada steril ortamdan vücuda taşınması sırasında bakteri kontamine olabilir. Bulaşma sonrasında hızlı bir şekilde (yaklaşık 24 saat içerisinde) film tabakası oluşmaya başlar. Buna konaktaki trombositler, plazma ve doku proteinleri hız kazandırır. Ancak biyofilmin oluşumu ve kapsamı kateterizasyon yeri ve süresine bağlıdır. Kısa süreli (≤ 10 gün) kateterizasyonda biyofilm oluşumu daha büyük oranda kateterin dış yüzeyinde görülür. Uzun süreli (≤ 30 gün) kateterizasyonda kateterin iç lümenlerinde kolaylıkla yaygın biyofilm oluşumlarına rastlanabilir⁸¹⁻⁸².

6.2. Mekanik kalp kapakları ve biyofilm

Mikroorganizma biyofilmi, mekanik kalp kapakçığı bileşenlerine tutunup gelişebilir ve ayrıca kalbin çevre dokularına yayılabilir, protez kapak endokarditi olarak bilinen bir duruma yol açabilir. Bu organizmalar kaynağını, diş tedavisinden, deriden ya da santral venöz kateteri gibi diğer kalıcı cihaza

zlardan alabilir. Etken mikroorganizmanın kimliği, kaynağına bağlıdır. Eğer organizma cerrahi müdahale sırasında kontamine olmuşsa genellikle *S. Epidermidis*, dış tedavisi sırasında bulaşma olmuşsa *Streptococcus spp.* ya da cihaz kaynaklı ise çeşitli mikroorganizmalar görülebilir. Cerrahi müdahale sırasında bölgede oluşacak doku travması mikroorganizmalara retansiyon alanı oluşturur⁷⁰.

Antimikrobiyal maddeler, genellikle tüp değişimi sırasında tatbik edilmektedir. Bunun yanı sıra dental işlemler öncesinde, kana geçerek kalp dokularına tutunma riski olan tüm mikroorganizmaları etkisiz hale getirebilmek için profilaksi amaçlı antimikrobiyal ajanlar kullanılmaktadır. Diğer kalıcı cihazlarda ki biyofilmlerde, nispeten az hastada tek başına antibiyotik tedavisi ile biyofilm enfeksiyonunu tedavi edilebilir⁸⁴.

6.3. Üriner Kateter ve Biyofilmler

Üriner kateterler tübüler lateks ya da silikon cihazlar olarak üretilirler. Takıldığında kolayca iç veya dış yüzeylerinde biyofilm kontaminasyonu olabilir⁷⁶.

7. Sonuç

Mikrobiyal biyofilmler, genel sağlık göz önünde bulundurulduğunda, hem oral tedavilerde hem de vücut içi tıbbi cihaz kullanımını gerektiren durumlarda büyük problemler oluşturabilir. Biyofilm oluşuktan sonra, antimikrobiyal ajanlarla tedavisi çok zor hatta neredeyse imkânsızdır. Bunun ışığında, biyofilm ile etkili bir mücadele gerçekleştirebilmesi için, araştırmacıların, daha güvenilir bir ölçüm mekanizması ve daha iyi bir model sistem geliştirmeleri kabul edilebilir bir sonuç açısından gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Roberson TM, Heymann OH, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, Gürkan S, Yalcin Cakir F, 3. Bölüm: Karyoloji: Lezyon, Etiyoloji, Önleme ve Kontrol (Cariology: The Lesion, Etiology, Prevention and Control), Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri; 2010. p. 67- 134.
2. DONLAN, Rodney M. Biofilms and device-associated infections. *Emerging infectious diseases*, 2001, 7.2: 277.
3. Skrlin J. Lijec Vjesn. [Biofilm--still a problem?]. 2010;132 1:24-6.
4. Leone S, Molinaro A, Alfieri F, Cafaro V, Lanzetta R, Donato A, Parrilli M. The biofilm matrix of *Pseudomonas* sp. OX1 grown on phenol is mainly constituted by alginate oligosaccharides. *Carbohydr Res*, 2006; 341: 2456 – 2461
5. Lisgarten MA. The structure of dental plaque. *Periodontology 2000* 1994; 5: 52-65
6. WINGENDER, Jost; NEU, Thomas R.; FLEMING, Hans-Curt. What are bacterial extracellular polymeric substances?. In: *Microbial extracellular polymeric substances*. Springer Berlin Heidelberg, 1999; p. 1-19.
7. Giaouris, E., Chorianopoulos, N., Skandamis, P., & Nychas, G. J. Attachment and biofilm formation by *Salmonella* in food processing environments. In *Salmonella-a dangerous foodborne pathogen*. In-Tech. 2012.
8. KARATAN, Ece; WATNICK, Paula. Signals, regulatory networks, and materials that build and break bacterial biofilms. *Microbiology and Molecular Biology Reviews*, 2009; 73.2: 310-347.
9. HALD, Tine; NØRRUNG, Birgit; CHRIÉL, Mariann. Scientific opinion on a quantitative estimation of the public health impact of setting a new target for the reduction of *Salmonella* in laying hens. 2010.
10. Lindsay D, Von Holy A. Bacterial biofilms within the clinical setting: what healthcare professionals should know? *J Hosp Infect* 2006; 64:313-25.
11. Varma BRR and Nayak RP. *Current Concepts in periodontics*. 1st edition. Delhi : Arya Publishing House; 2000.
12. Stickler D. Biofilms. *Gurr Opin Microbiol* 1999; 2: 270-275
13. Gosterton JW. Introduction to biofilm. *Int J Antimicrob Agents* 1999; 11: 217-221.
14. Nobbs, Angela H. Jenkinson, Howard F. Interkingdom networking within the oral microbiome. *Microbes and infection*, 2015; 17.7: 484-492
15. Stoodley, Paul, Lewandowski, Z. Liquid flow in biofilm systems. *Applied and environmental microbiology*, 1994; 60.8: 2711-2716.
16. Lindhe J, editör. *Clinical Periodontology and implant dentistry book*, 4th ed. Oxford, UK: Blackwell Publishing Compony: 1998.
17. Flemming, H. C., Neu, T. R. & Wozniak, D. The EPS matrix: the house of biofilm cells. *J. Bacteriol.* 2007;189, 7945–7947.
18. Decho, A. W. Microbial exopolymer secretions in ocean environments: their role(s) in food webs and marine processes. *Oceanogr. Mar. Biol. Annu. Rev.* 1990; 28, 73–153.
19. Socransky SS, Haffajee AD. Dental biofilms: difficult therapeutic targets. *Periodontology 2002*; 28:12-55
20. Marsh PD. Dental plaque as a microbial biofilm. *Caries REs.* 2004; 38(3):204-211
21. Avila, M.; Ojcius, D.M.; Yilmaz, O. The oral microbiota: Living with a permanent guest. *DNA Cell Biol.* 2009; 28, 405–411
22. Siqueira WL, Custodio W, McDonald EE. New insights into the composition and functions of the acquired enamel pellicle. *J Dent Res.* 2012; 91:1110-8.
23. Filoche, S, Wong, L, Sissons, C.H. Oral biofilms: Emerging concepts in microbial ecology. *J. Dent. Res.* 2010; 89, 8–18.
24. Stoodley, P, Sauer, K, Davies, D. G., & Costerton, J. W. Biofilms as complex differentiated communities. *Annual Review of Microbiology*, 2002; 56, 187-209.
25. Ferreira, C, Pereira, A. M, & Melo, L. F. Advances in industrial biofilm control with micro-nanotechnology. *Applied Microbiology*, 2010; 845e854.
26. O'Toole, G. A., & Kolter, R. Flagellar and twitching motility are necessary for *Pseudomonas aeruginosa* biofilm development. *Molecular Microbiology*, 1998; 30: 295-304.
27. Donlan, R. M. Biofilms: microbial life on surfaces. *Emerging Infectious Diseases*, 2002;8: 881-890.
28. Kumar, C. G., & Anand, S. K. Significance of microbial biofilms in food industry: a review. *International Journal of Food Microbiology*, 1998; 9-27.
29. Kolenbrander PE, Andersen RN, Glemans DL, Whittaker GJ, Klier GM. Potential role of function-

ally similar coaggregation mediators in bacterial succession. In: Newman HN, Wilson M, ed. Dental plaque revisited. Cardiff: Bioline, 1999; 171-186.

30. Gibbons RJ, Hay DI, Scblesinger DH. Delineation of a segment of adsorbed salivary acidic proline-rich proteins which promote adhesion of *Streptococcus gordonii* to apatitic surfaces. *Infect Immun* 1991; 59: 2948-2954.

31. Hsu SD, Cisar JO, Sandberg AL, Kilian M. Adhesive properties of various streptococcal species. *Microb Ecol Health Dis* 1994; 7: 125-137.

32. Kolenbrander PE, Andersen RN, Moore LVH. Intrageneric coaggregation among strains of human oral bacteria: potential role in primary colonization of the tooth surface. *Appl Environ Microbiol* 1990; 56: 3890-3894.

33. Kolenbrander EE, Parrish KD, Andersen RN, Greenberg EE. Intergeneric coaggregation of oral *Treponema* spp. with *Fusobacterium* spp. and intrageneric coaggregation among *Fusobacterium* spp. *Infect Immun* 1995; 63: 4584- 4588.

34. SREY, Sokunrotanak; JAHID, Iqbal Kabir; HA, Sang-Do. Biofilm formation in food industries: a food safety concern. *Food Control*, 2013; 31.2: 572-585.

35. Srey, O, Kabir, I, Ha, S. Biofilm formation in food industries: A food safety concern. *Food Control*, 2013; 31, 572-585.

36. Sinde, E., & Carballo, J. Attachment of *Salmonella* spp. and *Listeria monocytogenes* to stainless steel, rubber and polytetrafluorethylene: the influence of free energy and the effect of commercial sanitizers. *Food Microbiology*, 2000;17, 439-447.

37. Augustin, M., Ali-Vehmas, T., & Atroshi, F. Assessment of enzymatic cleaning agents and disinfectants against bacterial biofilms. *Journal of Pharmacy & Pharmaceutical sciences: a Publication of the Canadian Society for Pharmaceutical Sciences, Société canadienne des sciences pharmaceutiques*, 2004; 7, 55-64.

38. Banas JA. Virulence properties of *Streptococcus mutans*. *Front Biosci* 2004; 9:1267-1277.

39. Walsh, Laurence J. Dental plaque fermentation and its role in caries risk assessment, *International Dentistry South Africa (Australasian Edition)* 2006; 1818-6734.

40. Chmielewski, R. A. N., & Frank, J. F. Biofilm formation and control in food processing facilities. *Comprehensive Reviews in Food Science and Food Safety*, 2003; 2, 22-32.

41. Stoodley R, Dodds I, Boyle JD, Lappin-Scott HM. Influence of hydrodynamics and nutrients on biofilm structure. *J Appl Microbiol* 1999; 85: 9-28.

42. Microbial ecology of dental plaque and its significance in health and disease. Marsh PD. *Adv Dent Res*. 1994; 8:263-71.

43. SIMON-SORO, A, Belda-Ferre, P, Cabrera-Rubio, R., Alcaraz, L. D., & Mira, A. A tissue-dependent hypothesis of dental caries. *Caries research*, 2013; 47.6: 591-600.

44. Davey, M. E, & O'Toole, G. A. Microbial biofilms: from ecology to molecular genetics. *Microbiology and Molecular Biology Reviews*, 2000; 64, 847e-867.

45. Sauer, K, Camper, A. K, Ehrlich, G. D, Costerton, J. W, & Davies, D. G. *Pseudomonas aeruginosa* displays multiple phenotypes during development as a biofilm. *Bacteriology*, 2002; 184, 1140-1154.

46. Jimenez, Juan Cristobal; Federle, Michael J. Quorum sensing in group A *Streptococcus*. *Frontiers in cellular and infection microbiology*, 2014; 4: 127.

47. Israel Castillo-Juárez, Toshinari Maeda, Edna Ayerim Mandujano-Tinoco, María Tomás, Berenice Pérez-Eretza, Silvia Julieta García-Contreras, Thomas K Wood, Rodolfo García-Contreras. Role of quorum sensing in bacterial infections: *World J Clin Cases*. 2015; 3: 575-598.

48. West SA, Griffin AS, Gardner A, Diggle SP. Social evolution theory for microorganisms. *Nat Rev Microbiol* 2006; 4:597-607.

49. Henke, J. M. , Bassler, B. L. Bacterial social engagements. *TRENDS in Cell Biology* , 2004; 650, 648-656.

50. Chalmers NI, Palmer Jr RJ, Cisar JO, Kolenbrander PE. Characterization of a *Streptococcus* sp.-*Veillonella* sp. Community micromanipulated from dental plaque. *J Bacteriol* 2008; 190:145e54.

51. Potera C. Forging a link between biofilms and disease. *Science* 1999; 283:1837-9.

52. Costerton, J.W, Lewandowski, Z, Caldwell, D.E, Korber, D.R, Lappin-Scott, H.M. "Microbial biofilms" *Ann Rev Microbiol*, 1995; 49, 711- 745.

53. Dimitris N. Tatakis, Etiology and pathogenesis of periodontal disease, *Dent Clin North America*; 2005; 49: 491-516.

54. Chen JW, Chin S, Tee KK, Yin WF, Choo YM, Chan KG. N-acyl homoserine lactone-producing *Pseudomonas putida* strain T2-2 from human tongue surface. *Sensors (Basel)* 2013; 13:13192-203.

55. Rumbaugh KP, Kaufmann GF. Exploitation of host signaling pathways by microbial quorum sensing signals. *Curr Opin Microbiol* 2012; 15:162e8.
56. González, J. E. , Keshavan, N. D. Messing with Bacterial Quorum Sensing. *Microbiology and Molecular Biology Reviews*, 2006; 868, 859-875.
57. García-Aljaro, C. , Eberl, L. , Riedel, K. , Blanch, A. R. Detection of quorum-sensing-related molecules in *Vibrio scophthalmi*. *BMC Microbiol*, 2008; 2, 1-11.
58. Wopperer, J. , Cardona, S. T. , Huber, B. , Jacobi, J. A. , Valvano, M. A. , A, L. E. Quorum-Quenching Approach To Investigate the Conservation of Quorum- Sensing-Regulated Functions within the *Burkholderia cepacia* Complex. *Applied and environmental microbiology*, 2006; 1580, 1579–1587.
59. Uroz, S. , Dessaux, Y. , Oger, P. Quorum Sensing and Quorum Quenching: The Yin and Yang of Bacterial Communication. *ChemBioChem*, 2009; 209, 205 – 216.
60. Rasmussen, T. B. , Givskov, M. Quorum-sensing inhibitors as antipathogenic drugs. *International Journal of Medical Microbiology*, 2006; 152, 149–161.
61. Qazi, S. , Middleton, B. , Muharram, S. T. , Cockayne, A. , Hill, P. , O’Shea, P. , Chhabra, S. R. , Ca’mara, R. , Williams, P. N-Acylhomoserine Lactones Antagonize Virulence Gene Expression and Quorum Sensing in *Staphylococcus aureus*. *Infection and Immunity*, 2006; 916 , 910-919.
62. Defoirdta, T. , Boona, N. , Bossierb, P. , Verstraetea, W. Disruption of bacterial quorum sensing: an unexplored strategy to fight infections in aquaculture. *Aquaculture* 2004; 240: 69-88.
63. Dong, Y. , Wang, L. , Zhang, L. Quorum-quenching microbial infections: mechanisms and implications, 2007; 1204: 1201–1211.
64. Rasmussen, T. B. , Bjarnsholt, T. , Skindersoe, T. E. , Hentzer, T. , Kristoffersen, T. , Ko’te, T. , Nielsen, J. , Eberl, L. , Givskov, M. Screening for Quorum44 Sensing Inhibitors (QSI) by Use of a Novel Genetic System, the QSI Selector. *Journal Of Bacteriology*, 2005; 1800: 1799–1814.
65. Rasko D, Sperandio V, Anti-virulence strategies to combat bacteria-mediated disease, *Nature Reviews Drug Discovery*, 2010; 9: 117-128.
66. Hentzer, M. , Riedel, K. , Rasmussen, T. B. , Heydorn, A. , Andersen, J. B. , Parsek, M. R. Inhibition of quorum sensing in *Pseudomonas aeruginosa* biofilm bacteria by a halogenated furanone compound. *Microbiology* , 2002; 198: 198-203.
67. Nalca Y. , Ja’nsch, L. , Bredenbruch, F. , Geffers, R. , Buer, J. , Ha’ussler, S. Quorum-Sensing Antagonistic Activities of Azithromycin in *Pseudomonas aeruginosa*. *Antimicrobial Agents and Chemotherapy*, 2006; 1680: 1680–1688.
68. Stickler DJ. Bacterial biofilms and the encrustation of urethral catheters. *Biofouling* 1996; 94:293-305.
69. Jones HC, Roth IL, Saunders WM III. Electron microscopic study of a slime layer. *J Bacteriol* 1969; 99:316-25.
70. Braunwald E. Valvular heart disease. In: Braunwald E, editor. *Heart disease*. 5th ed. Vol. 2. Philadelphia: W.B. Saunders Co, 1997; p. 1007-66.
71. Rodney M. Donlan Centers for Disease Control and Prevention Atlanta, Georgia, : *Biofilms and Device-Associated Infections*, 2001; 7-2.
72. Raad I. Intravascular-catheter-related infections. *Lancet* 1998; 351:893-8.
73. Maki DG, Mermel LA. Infections due to infusion therapy. In: Bennett JV, Brachman PS, editors. *Hospital infections*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1998; 689-72.
74. Donlan R, Murga R, Carson L. Growing biofilms in intravenous fluids. In: Wimpenny J, Gilbert P, Walker J, Brading M, Bayston R, editors. *Biofilms, the good, the bad, and the ugly*. Presented at the fourth meeting of the Biofilm Club; 1999; 23-9.
75. Hancock EW. Artificial valve disease. In: Schlant RC, Alexander RW, editors. *The heart arteries and veins*. New York: McGraw- Hill, Inc.; 1994; 1539-45.

İletişim Adresi:

Araş. Gör. Tahir ÖRÜN
Kırıkkale Üniversitesi
Dış Hekimliği Fakültesi
Restoratif Dış Tedavisi AD,
Yahşihan-Kırıkkale, Türkiye.
E-mail : tahirorun@hotmail.com.
Telefon: +905426877144



Implant çevresi defektlerin onarımı: Bir derleme

Repair of peri-implant defects: A review

Özlem AKBELEN KAYA*, Mehtap MUĞLALI**, Damla TORUL***

Giriş

Dental implant cerrahisi, biyoyumlu materyallerin doğal bir diş kökü gibi vazife görmeleri amacıyla diş eksikliklerinin olduğu kemik bölgelerine yerleştirilmesi işlemidir. İmplantların başarısındaki ön koşul olan osseointegrasyon kavramının ilk olarak Branemark ve arkadaşları tarafından tanımlanmasından sonra geçen süre içinde yapılan bilimsel çalışmalarda implantların topografik yapılarının ve yüzey özelliklerinin geliştirilmesi ile temel biyomekanik prensipler belirlenmiştir. Çalışmalar, günümüzde daha çok implant tedavilerini kısıtlayan ve implantların protetik açıdan uygun konumlarında yerleştirilmesine engel olan atrofik ve defektli çene kemiklerinde yoğunlaşmıştır¹. Defektli ve atrofik alveoler kretlerin onarımı implant operasyonu ile eş zamanlı olarak veya operasyon öncesinde iki aşamalı cerrahi ile yapılabilmektedir. Eş zamanlı operasyonlar ikinci bir operasyonun gereksinimini ortadan kaldırıp protetik yükleme için beklenen süreyi kısaltsa da, bu işlemler sırasında implant çevresinde defekt oluşabilmektedir. Estetik ve fonksiyonel komplikasyonları önlemek için implant çevresinde alveoler kemik yetersizliğine bağlı oluşan bu defektlerin onarımı gereklidir².

Günümüzde implant çevresi defektlerin onarımında ve alveoler kemik ogmentasyonunda otojen greftler hala altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak ameliyat sırasında hastalardan otojen greft elde etmek ya da hastaların ek bir cerrahiyi kabul etmesi her zaman mümkün olmamaktadır. Yaygın olarak kullanılan ksenogreftlerin tek başlarına kullanıldıklarında diğer greft materyallerine kıyasla daha uzun sürede yeni kemik oluşumunu sağladığı belirtilmektedir. Allogreftlerin

osteoadüktif özellikleri ksenogreftlerden üstün olmasını sağlar. Literatüre bakıldığında yeni biyoadüktif materyal arayışının ve bu konuyla ilgili yapılan çalışmaların hala devam ettiği görülmektedir³⁻⁵.

Defekt sınıflaması

Rutin diş çekimlerinde doğal iyileşme sürecinde pıhtı retraksiyonu ve buna bağlı alveoler krette bir miktar çökme beklenen bir durumdur. Bu iyileşme süreci çoğu zaman sorunsuz gerçekleşse de bazı vakalarda çekim sonrası özellikle çoklu veya travmatik diş çekimlerinde alveoler kemikte defekt meydana gelebilmekte veya krette rezorpsiyona bağlı fazla boyutsal kaybın yaşandığı durumlarla karşılaşabilmektedir. Kemik iyileşme süreci rezorpsiyon ve apozisyonun koordineli olarak gerçekleşmesiyle birlikte tamamlanır. Bu süreçte rezorpsiyon genellikle estetik bölgede ve çekim öncesi alveoler kemiğin miktar olarak minimal olduğu durumlarda sorun yaratır. Bu açıdan özellikle anterior maksilla risk taşıyan bir bölgedir. Posterior bölgede alveoler kemik daha kalın duvara sahiptir ve rezorpsiyondan daha az etkilenir^{6,7}.

Bu tip kemik kontürlerinin bozulduğu düzensiz veya rezorpsiyona bağlı kemik hacminin azaldığı yetersiz alveoler kemiklere implant yerleştirilmesi sırasında implantların pürüzlü yüzeyleri ekspozite olabilmekte, implant çevresi alveoler kemik duvarlarında defekt oluşabilmektedir. Bu defektlerin onarımı yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu (YKR) prensipleri dahilinde kemik greft materyalleri kullanılarak, implant yerleştirilmesiyle eş zamanlı olarak yapılabilmektedir⁸.

İmplant çevresi alveoler kemik defektlerinin onarımında başarı için önemli noktalardan

*Uzm. Dt., Özel klinik, İzmir.

** Prof. Dr., Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Samsun.

*** Dr. Dt., Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Samsun.

biri defektin yeterli kemik duvarıyla desteklenip desteklenmediği olarak belirtilmektedir. Bu durum göz önünde bulundurularak implant çevresi defektler genellikle dehissens, fenestrasyon veya kemik içi olmak üzere defekti çevreleyen duvar sayısına göre adlandırılırlar. İmplant operasyonu ile ilişkili alveoller kemik yetersizliklerini ve bu yetersizliklere bağlı oluşan defektleri konu alan ayrıntılı bir sınıflama ortaya konmuştur. Bu sınıflamada implant çevresi alveoller defektler ve alveoller kemik yetersizlikleri 5 gruba ayrılmıştır: (a) diş çekim soketiyle implant arasındaki defektler, (b) fenestrasyon defektleri, (c) dehissens defektleri, (d) horizontal alveoller yetersizlik, (e) vertikal alveoller yetersizlik^{9,10}.

a) Diş çekim soketleriyle ilişkili defektler: Diş çekim soketlerine yerleştirilen implantların çevresindeki defektlerdir. İmplantın çapına baktığımızda %50'den azı ekspozedir.

Sınıf I: Çekim soketindeki kemik duvarları implant ile birebir temas halindedir ve implant çekim soketinin duvarlarının tamamen içinde yer alır. Çekim soketinin kemik duvarlarında defekt mevcut değildir.

Sınıf II: Çekim soketindeki tüm alveol kemik duvarları implantla temas halinde değildir ve implantın tüm yüzeyi kemik duvarlarıyla çevrelenmemiştir. Fakat implant yine de kendisini çevreleyen kemiğin en dış kontürünün oluşturduğu zarf şeklinin içindedir.

b) Fenestrasyon defektleri: İmplantın vestibül ya da palatinal/lingual duvarındaki kemik kalınlığı yetersizliğine bağlı implantın pürüzlü yüzeyinin kısmi olarak ekspozе olmasıdır. Ancak implant diğer tüm yüzeylerinde (kolde implantı çepe çevre saran) kemik ile temastadır, defekt pencere şeklindedir.

Sınıf I: Fenestrasyonun olduğu bölgedeki ekspozе implant yüzeyi komşu kemik duvarlarının dış hattının oluşturduğu zarfın içinde yer alır.

Sınıf II: Ekspozе implant yüzeyi komşu kemik duvarlarının dış hattının oluşturduğu zarfın dış bükeylik oluşturacak şekilde dışındadır.

c) Dehissens defektleri: İmplantın çevresindeki vestibül ya da palatinal/lingual kemik kalınlığı yetersizliğine bağlı olarak implantın boynundan apikale doğru uzanan yarık şeklindeki defekti tanımlamak için kullanılır. Burada defekt yerindeki implantın çapının % 50'sinden azı ekspozedir.

Sınıf I: Ekspozе implant yüzeyi zarf şeklindeki kemik kontürünün içindedir.

Sınıf II: Ekspozе implant yüzeyi zarf şeklindeki kemik kontürünün dışındadır.

Fenestrasyon ve dehissens defektlerinin onarımında sıklıkla YKR tekniği kullanılmaktadır.

d) Horizontal kret yetersizlikleri: Vestibüler ya da lingual/palatinal bölgede implantın yüzeyi çapının %50'sinden fazlası horizontal yönde açıktır. Böyle bir durumda implant çevresi defektten ziyade horizontal yönde alveoller kemik yetersizliğinden söz edilir.

Sınıf I: Horizontal alveoller kemik yetersizliğinin olduğu bölgeye yerleştirilen implantın ekspozе yüzeyi komşu alveoller kemik kontürlerinin oluşturduğu zarfın içindedir.

Sınıf II: Ekspozе implant yüzeyi komşu alveoller kemik kontürlerinin oluşturduğu zarfın dışında yer alır.

Bu tip alveoller kemiklerin ogmentasyonunda yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu tekniği (implant ile eş zamanlı olarak ya da ikinci bir cerrahiyle), blok kemik grefti, veya kret ayırma (ridge splitting) tekniği kullanılabilir.

e) Vertikal kret yetersizlikleri: Alveoller kemiğin yetersizliği vertikal yüksekliği de içine alacak şekilde üç boyutludur. İmplant çevresi kolde itibaren vertikal ve horizontal olarak çepeçevre ekspozedir.

Sınıf I: Vertikal kret yetersizliği 3 mm'den azdır.

Sınıf II: Vertikal kret yetersizliği 3 mm'den fazladır.

Bu tip kretlerde tedavi seçeneği olarak kısa implantların kullanımı tercih edilebilir veya açıktaki kalan implant boyu çok fazla değilse (implant boyunun 5 mm'den fazlası kemik içinde ise) partiküllü greft ve membran kullanılarak YKR ile ogmentasyon yapılabilir. Blok greft uygulamasıyla önce alveoller kemik ogmentasyonu yapıp bunu takiben ikinci bir cerrahi operasyonla implant yerleştirilebilir veya son tercih olarak distraksiyon osteogenezisi tekniği blok kemik greftleri ile kombine kullanılabilir^{9,10}.

Tinti ve Parma-Benfenati⁹ implant operasyonu ve yetersiz alveoller kretlerin ogmentasyonun eş zamanlı mı yoksa iki aşamalı cerrahi ile mi yapılacağına karar verilirken özellikle 3 önemli durumun göz önünde bulundurulması gerektiğini belirtmişlerdir. Bunlar;

- Primer implant stabilitesinin sağlanıp sağlanamayacağı,
- İyi bir restorasyon için implantın uygun konumda yerleştirilip yerleştirilemeyeceği ve
- Oluşma ihtimali olan defektin komşu kemik du-

varlarının oluşturduğu zarf şeklinin içinde olup olmayacağıdır.

Defekt onarımı

İmplantların uzun dönem başarısını arttırmak, estetik ve fonksiyonel komplikasyonları önlemek için implant çevresi kemik defektlerinin onarımı gerekir¹¹. İmplant çevresinde oluşan lokalize alveoler kemik defektlerinin onarımında sıklıkla kullanılan tedavi seçeneği YKR tekniğidir¹²⁻¹⁴.

Oral ve maksillofasiyal cerrahide kemik defektlerinin onarımında fibröz iyileşme istenmeyen bir durumdur. Çalışmalarda osteogenezisi lokal olarak stimüle etmek amacıyla geliştirilen yöntemlerle her zaman istenilen sonuçlar elde edilememiştir. Bu klinik başarısızlıkları önlemek için sunulan YKR tekniği; yönlendirilmiş doku rejenerasyonu prensibi doğrultusunda geliştirilmiş olup, kemik defekti ile çevresindeki yumuşak dokular arasına bir membran bariyer yerleştirilerek defekti çevreleyen kemikten derive olan hücreler dışındaki hücrelerin defekte girişlerinin önlenmesine ve böylelikle elde edilen boş alanda osteogenezisin engellenmeksizin gelişebilmesine dayanmaktadır¹⁵.

İmplant çevresi defektlerde YKR tekniği ile ilgili ilk çalışma 1989 yılında Dahlin ve ark.¹⁶ tarafından tavşanlar üzerinde yapılmış, bundan bir yıl sonra implant operasyonu ile eş zamanlı alveoler kemik ogmentasyonu ile ilgili ilk klinik çalışmalar yayınlanmıştır^{17,18}. Aynı yıl Buser ve ark.¹⁹, yaptıkları klinik çalışmada implant operasyonu ile eş zamanlı alveoler kemik genişletme operasyonu gerçekleştirmişler ve başarılı sonuç elde etmişlerdir. Günümüze kadar yapılan bir çok çalışmada horizontal alveoler kemik ogmentasyonu ile implant operasyonunun eş zamanlı gerçekleştirilmesi ile ilgili başarılı sonuçlar elde edilmiştir^{20,21}. Ancak bu tedavi seçeneğinde rezidüel alveoler kemiğin optimal implant stabilizasyonunu sağlayabilecek yapıda olması kilit nokta olarak gösterilmektedir. Preoperatif klinik ve radyolojik muayene verilerine göre bu koşul sağlanamadığında, önce alveoler kemik ogmentasyonu, bunu takiben gerekli iyileşme sürecinden sonra, implant operasyonu gerçekleştirilmelidir²².

Kemik greftlerinin YKR'de, membranın defekt içine kollapse olmasını engellediği ve kemik rejenerasyonuna olumlu katkısı olduğu literatürde belirtilmiştir²³. Otojen kemik osteoindüktif özelliğinden dolayı implantolojide alveoler kemik ogmentasyonunda öncelikle tercih edilen greft

materyalidir. Ancak otojen greftlerin donör alanda morbidite riski, elde edilmesinin her zaman mümkün olmaması, daha uzun operasyon süresi, elde edilen kemiğin sınırlı miktarda olması ve rezorpsiyon miktarının donör alandaki kemiğin yapısına bağlı olması gibi dezavantajları mevcuttur²⁴. Bu nedenle implant çevresi defektlerin onarımında otojen greft kullanımının riskli görüldüğü durumlarda diğer alternatif greft materyallerinin kullanımı önerilmektedir. Literatürde ksenogreftlerin ve allogreftlerin implant çevresi defektlerde başarılı olduğunu gösteren pek çok çalışma mevcuttur^{5,23,25,26}.

İmplant çevresi defektlerin onarımıyla ilgili yapılan deneysel hayvan çalışmalarında tavşan (tibia ve femur kemiği), maymun ve köpek (çene kemiği) modeli kullanılmıştır^{27,28}. Çalışmalarda en çok köpek çene modelinin kullanıldığı görülmektedir²⁹. Literatüre bakıldığında bu çalışmalarda çene modelleri üzerinde implant çevresinde kiritik boyutlarda (3x3, 5x3, 4x3, 5x4, 4x4, 4x6 mm yükseklik ve genişlikte, ortalama 2-3 mm derinlikte) kemik içi, sirkumferensiyel, dehisens veya fenestrasyon defektleri oluşturulduğu ve süre olarak 1. haftadan 16. haftaya kadar değişkenlik gösteren belli takip süreleri sonunda hayvanların sakrifiye edilerek kemik-implant temas oranına, yeni oluşan kemik hacmine, ve yoğunluğuna histomorfometrik ve histolojik ölçümlerle bakıldığı görülmektedir^{28,30}. Buna ek olarak bazı hayvan çalışmalarında radyolojik olarak mikro BT kesitlerinde de değerlendirmeler yapılmıştır²⁶.

Klinik çalışmalarda ise implant çevresindeki küçük kemik hacminden örnek alımı genellikle pek mümkün olmamakla birlikte histolojik değerlendirmenin yapıldığı bir kaç araştırma mevcuttur^{31,32}. Defekt onarımının başarısını değerlendirmek için yapılan hacim ve boyut hesaplamaları literatürdeki çoğu çalışmada klinik veya radyolojik olarak yapılmıştır. Klinik ölçümlerde milimetrik periodontal sond²⁰; radyografik ölçümlerde, mezyal ve distal kemik ölçümleri için periapikal röntgen³³, bukkal kemik ölçümleri için ise konik ışın BT34 kullanıldığı görülmektedir.

Literatürde implant çevresi defektlerde iyileşmenin takibinde ikinci bir cerrahi operasyonla rezidüel kemik boyutlarının ölçüldüğü çalışmalar da mevcuttur³¹. Ancak Wood ve ark.³⁵, cerrahi operasyonlarda her flep kaldırımının 0,7 mm'lik bir kemik rezorpsiyonuna sebep olduğunu belirtmişlerdir. Benzer şekilde Miyamoto ve Obama³⁶

da, yaptıkları çalışmada flep kaldırıldıktan sonra implant çevresinde en az 1 mm kalınlığında kemik kalabilmesi için flep kaldırmadan önce başlangıç bukkal kemik kalınlığının en az 2 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu yüzden bazı yazarlar implant çevresindeki yeni organize olan kemikte bunun önemli bir miktar olduğu belirtmişler tekrar kemik rezorpsiyonunu uymamak amacıyla flep kaldırmak yerine iyileşmenin indirekt olarak radyografik görüntüler üzerinde yapılmasının daha doğru olacağı kanaatindedirler^{34,36}.

İmplant çevresi defektlerle ilgili yapılan çalışmalarda; defekt morfolojisinin, özellikle defekti çevreleyen duvar sayısının YKR'nin başarısını etkilediği belirtilmiştir^{37,38}. Literatür ışığında 1-2 mm defekt onarımı için minimal yükseklik olarak kabul edilebilir olarak bildirilmiştir (Tablo I). İmplant çevresi defektlerin YKR ile onarımında rezorbe veya rezorbe olmayan membran bariyerleri kullanılmaktadır^{20,23,32}. Ancak rezorbe olmayan membranlar kullanıldığında ikinci bir operasyonla bu membranların çıkarılması gerekmektedir. Ayrıca implant çevresi defektlerin onarımı ile ilgili yapılan çalışmalarda rezorbe olmayan membranların kullanımında ekspozür ve sekonder enfeksiyon riskinin rezorbe membranlara göre daha yüksek olduğu bulunmuştur³⁹. Moses ve ark.⁴⁰, yaptıkları klinik çalışmada dehisens defektlerinin onarımında kollajen ve e-PTFE membranlar arasında kemik ka-

zanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bulmuşlar; ancak e-PTFE membranlar ekspozite olduğunda defektlerdeki yeni kemik kazanımının, kollajen membranların ekspozite olduğu defektlerine kıyasla, anlamlı düzeyde daha az olduğunu belirtmişlerdir. Juodzbalys ve ark.², dehisens defektlerinin onarımında kollajen membran ve ksenogreft kullandıkları çalışmalarında, hiçbir implantta membran ekspozürü gözlemlenemediklerini belirtmişlerdir. Genel olarak yazarlar membranların pinlerle fiksasyonunun stabilizasyona ek katkı sağladığı ve YKR'nin başarısını arttırdığını belirtmektedir. Rezorbe ve nonrezorbe membranların her ikisinin de doğru endikasyonda kullanıldığında başarı oranları yüksek bulunmuştur^{32,39,40}.

Horizontal kemik yetersizliklerinde, implant yerleştirildiğinde bukkal kemik duvarında oluşan defekt sebebiyle ekspozite implant yüzeyi bulunduğu arkin kemik duvarlarının oluşturduğu hattın dışında veya bu duvarların oluşturduğu zarf şeklinin içinde yer alabilir. Bu iki farklı durum periimplantitis sebebiyle oluşan defektlerde de söz konusu olabilir. Tinti ve Parma-Benfenati⁹, yaptıkları çalışmada implant çevresi alveoler defektlerle ilgili bir sınıflama ortaya koymuşlardır. Bu sınıflamada dehisens ve fenestrasyon defektleri, ekspozite implant yüzeyi horizontal yönde bulunduğu arkin dış sınırının ve komşu kemik duvarlarının oluşturduğu zarf şeklinin içindeyse Sınıf I, dışın-

Tablo I. Defekt morfolojisi- YKR'nin başarısı

Yazar	Çalışma dizaynı	Sonuç
Schwarz ve ark. ²⁷	Klinik İmplant çevresi defekt	YKR sirküferansiyel kemik içi defektte, dehisens tipi defektlere göre daha başarılı
Zitzman ve ark. ⁴²	Klinik İmplant çevresi defekt	Defekti çevreleyen duvar sayısı arttıkça YKR'nin başarısı artar
Zitzman ve ark. ²³	Klinik İmplant çevresi defekt	Vertikal kemik yüksekliği 2 mm'den az olan implant çevresi defektlerin onarımına gerek yok
Shwarz ve ark. ⁴³	Klinik Dehisens tipi defekt	Yüksekliği 1 mm'den fazla olan dehisens tipi defektlerde periimplantitis gelişme riski daha yüksek

Tablo II. YKR - implantların sağkalım oranı

Yazar	Çalışma dizaynı	Sonuç
Van Assche ve ark. ⁴⁴	Klinik SLA ve SLActive yüzey implantlar Dehisens tipi defekt onarımı	Yeni oluşan kemik ile implant arasında oluşan temasta implant yüzey özelliklerinin etkisi var
Lima ve ark. ⁴⁵	İn vivo Titanyum plazma sprej (TPS) ile pürüzlendirilmiş Makinelanmış yüzeyli implantlar	TPS ile pürüzlendirilmiş implantlarda yeni kemik-implant temas oranının makinelanmış yüzeyli (yüzey işlemi uygulanmamış) implantlara göre daha fazla
Botticelli ve ark. ⁴⁶	Klinik SLA yüzeyli implant Makinelanmış yüzeyli implant	İmplant çevresi defektlerin onarımında implant yüzeyi etkili
Schwarz ve ark. ⁴⁷	İn vivo SLActive yüzeyli implant SLA yüzeyli implant	SLActive yüzeyli implantlarda defektlerin onarımından sonra oluşan yeni kemik-implant temas oranı ve yeni kemik dolununun, SLA yüzeyli implantlara göre daha fazla

daysa Sınıf II olarak adlandırılmıştır. Ancak literatürde bu iki farklı implant konumunun ve defekt konfigürasyonunun göz önünde bulundurulduğu herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

İmplant yüzey özelliklerinin ossointegrasyonu ve kemik-implant temas oranını etkilediği bilinmektedir (Tablo II). İmplant çevresi dehisens veya fenestrasyon defektlerinin onarımının gerekli olup olmadığı literatürde tartışmalıdır. Bazı çalışmalarda implantların yeterli kemikle ossointegrasyonunu sağlamak ve uzun dönem implant başarısını arttırmak için dehisens ve fenestrasyon defektlerinin onarılması gerektiği belirtilmektedir^{21,27,36,41}. Bununla birlikte bazı çalışmalarda küçük defektlerin onarımının implantların uzun dönem başarısını etkilemediği, sadece implantlarda dişetine bağlı oluşabilecek estetik komplikasyonları önleyebileceği öne sürülmektedir^{4,23,24}. Yazarlar implantın arktaki konumuna, estetik beklentilere ve defekt boyutunun miktarına göre karar verilmesinin daha doğru olacağı görüşünde birleşmişlerdir^{24,27,41}.

İmplant çevresi dehisens tipi defektlerin YKR prensipleri doğrultusunda onarıldığı çalışmalar incelendiğinde, bu çalışmaların büyük bir kısmında implantların sağkalım oranının yüksek olduğu görülmektedir (Tablo III). Bu sonuçlar YKR'nin implant çevresi defektlerin onarımındaki başarısını göstermektedir.

Sonuç

İmplant çevresi defektlerin onarımıyla ilgili yapılan çalışmalar, bu operasyonlardaki başarının implantın yüzey özelliğinden, biyomekanik prensiplere ve kullanılan greft materyaline kadar farklı parametrelerden etkilenebildiğini göstermektedir. Defekt onarımı gerçekleştirilen implantların sağkalım oranlarının yüksek olması ve bu operasyonların estetik komplikasyonların önüne geçmesi, defekt boyutu arttıkça bu operasyonların gerekliliğini göstermektedir. Literatürde bu konuyla ilgili farklı implant yüzey özelliklerinin ve farklı greft materyallerinin karşılaştırdığı randomize kontrollü klinik çalışmaların eksikliği göze çarpmaktadır. Bu konuyla ilgili uzun dönem takipli yeni çalışmalar literatüre olumlu katkı sağlayacaktır.

Tablo III. İmplant yüzey özellikleri-ossointegrasyon ve kemik-implant temas oranı			
Yazar		Çalışma dizaynı	Sonuç
Zitzmann ve ark. ²³	Klinik	implant çevresi defekt onarımı e-PTFE / kollajen membran	5 yıl kollajen membran grupta implant sağ kalım oranının % 95, e-PTFE membran grubunda ise % 92,6
Beretta ve ark. ⁴⁸	Klinik	alveoler defekt onarımını eş zamanlı implant	6 yıl sonra implantların sağ kalım oranını % 97
Jung ve ark. ⁴⁹	Klinik	implant çevresi defekt onarımı rezorbe membran; rezorbe olmayan membran	12-14 yıl takip İmplant çevresi defektlerin rezorbe membran kullanılarak onarıldığı grupta sağkalım oranını % 91,9; rezorbe olmayan membran grubunda % 92,6; kontrol grubunda (defekt olmayan) % 94,6
Juodbalysz ve ark. ²	Klinik	implant çevresi defekt onarımı	5 yıl sonra implant sağkalım oranının % 100
Buser ve ark. ⁵⁰	Klinik	YKR ile uygulanan implant	3 yıl takip sonrası hiçbir implantta kayıp yok
Lorenzoni ve ark. ³⁹	Klinik	YKR ile uygulanan implant	3 yıl takip sonrası hiçbir implantta kayıp yok
Chiapasco ve ark. ⁴	Klinik	YKR ile uygulanan implant	3 yıl takip sonrası hiçbir implantta kayıp yok

KAYNAKLAR

1. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental implants: a review. *J Periodontol*. Nov 1992;63:859-870.
2. Juodzbaly G, Raustia AM, Kubilius R. A 5-year follow-up study on one-stage implants inserted concomitantly with localized alveolar ridge augmentation. *J Oral Rehabil*. Oct 2007;34:781-789.
3. Nkenke E, Schultze-Mosgau S, Radespiel-Troger M, Kloss F, Neukam FW. Morbidity of harvesting of chin grafts: a prospective study. *Clin Oral Implants Res*. Oct 2001;12:495-502.
4. Chiapasco M, Zaniboni M, Boisco M. Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clin Oral Implants Res*. Oct 2006;17 Suppl 2:136-159.
5. Santos PL, Gulinelli JL, Telles Cda S, et al. Bone substitutes for peri-implant defects of postextraction implants. *Int J Biomater*. 2013;2013:307136.
6. Bartee BK. Extraction site reconstruction for alveolar ridge preservation. Part 1: rationale and materials selection. *J Oral Implantol*. 2001;27:187-193.
7. John V, Gossweiler M. Implant treatment planning and rehabilitation of the anterior maxilla: Part 1. *J Indiana Dent Assoc*. Summer 2001;80:20-24.
8. Zakhary IE, El-Mekawi HA, Elsalanty ME. Alveolar ridge augmentation for implant fixation: status review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. Nov 2012;114(5 Suppl):S179-189.
9. Tinti C, Parma-Benfenati S. Clinical classification of bone defects concerning the placement of dental implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. Apr 2003;23:147-155.
10. Mellonig JT, Nevins M. Guided bone regeneration of bone defects associated with implants: an evidence-based outcome assessment. *Int J Periodontics Restorative Dent*. Apr 1995;15:168-185.
11. Hammerle CH, Jung RE, Feloutzis A. A systematic review of the survival of implants in bone sites augmented with barrier membranes (guided bone regeneration) in partially edentulous patients. *J Clin Periodontol*. 2002;29 Suppl 3:226-231; discussion 232-223.
12. Hammerle CH, Jung RE. Bone augmentation by means of barrier membranes. *Periodontol* 2000. 2003;33:36-53.
13. Becker J, Al-Nawas B, Klein MO, Schliephake H, Terheyden H, Schwarz F. Use of a new cross-linked collagen membrane for the treatment of dehiscence-type defects at titanium implants: a prospective, randomized-controlled double-blind clinical multicenter study. *Clin Oral Implants Res*. Jul 2009;20:742-749.
14. Schwarz F, Mihatovic I, Golubovic V, Hege-wald A, Becker J. Influence of two barrier membranes on staged guided bone regeneration and osseointegration of titanium implants in dogs: part 1. Augmentation using bone graft substitutes and autogenous bone. *Clin Oral Implants Res*. Jan 2012;23:83-89.
15. Retzepe M, Donos N. Guided Bone Regeneration: biological principle and therapeutic applications. *Clin Oral Implants Res*. Jun 2010;21:567-576.
16. Dahlin C, Sennerby L, Lekholm U, Linde A, Nyman S. Generation of new bone around titanium implants using a membrane technique: an experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Spring 1989;4:19-25.
17. Becker W, Becker BE. Guided tissue regeneration for implants placed into extraction sockets and for implant dehiscences: surgical techniques and case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1990;10:376-391.
18. Nyman S, Lang NP, Buser D, Bragger U. Bone regeneration adjacent to titanium dental implants using guided tissue regeneration: a report of two cases. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Spring 1990;5:9-14.
19. Buser D, Bragger U, Lang NP, Nyman S. Regeneration and enlargement of jaw bone using guided tissue regeneration. *Clin Oral Implants Res*. Dec 1990;1:22-32.
20. De Boever AL, De Boever JA. Guided bone regeneration around non-submerged implants in narrow alveolar ridges: a prospective long-term clinical study. *Clin Oral Implants Res*. Oct 2005;16:549-556.
21. Aloy-Prosper A, Penarrocha-Oltra D, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M. Dental implants with versus without peri-implant bone defects treated with guided bone regeneration. *J Clin Exp Dent*. Jul 2015;7:e361-368.
22. Clementini M, Morlupi A, Agrestini C, Bartattani A. Immediate versus delayed positioning of dental implants in guided bone regeneration or onlay graft regenerated areas: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. May 2013;42:643-650.
23. Zitzmann NU, Scharer P, Marinello CP, Schupbach P, Berglundh T. Alveolar ridge augmentation with Bio-Oss: a histologic study in humans. *Int J Periodontics Restorative Dent*. Jun 2001;21:288-295.
24. Chiapasco M, Zaniboni M. Clinical outcomes

- of GBR procedures to correct peri-implant dehiscences and fenestrations: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* Sep 2009;20 Suppl 4:113-123.
25. Kopp S, Carlsson GE, Haraldson T, Wenneberg B. Long-term effect of intra-articular injections of sodium hyaluronate and corticosteroid on temporomandibular joint arthritis. *J Oral Maxillofac Surg.* Nov 1987;45:929-935.
26. Al-Hazmi BA, Al-Hamdan KS, Al-Rasheed A, Babay N, Wang HL, Al-Hezaimi K. Efficacy of using PDGF and xenograft with or without collagen membrane for bone regeneration around immediate implants with induced dehiscence-type defects: a microcomputed tomographic study in dogs. *J Periodontol.* Mar 2013;84:371-378.
27. Schwarz F, Jung RE, Fienitz T, Wieland M, Becker J, Sager M. Impact of guided bone regeneration and defect dimension on wound healing at chemically modified hydrophilic titanium implant surfaces: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* May 2010;37:474-485.
28. Lee JW, Kim SG, Kim JY, et al. Restoration of a peri-implant defect by platelet-rich fibrin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* Apr 2012;113:459-463.
29. Le BT, Borzabadi-Farahani A. Simultaneous implant placement and bone grafting with particulate mineralized allograft in sites with buccal wall defects, a three-year follow-up and review of literature. *J Craniomaxillofac Surg.* Jul 2014;42:552-559.
30. Ribeiro FV, Suaid FF, Ruiz KG, et al. Periosteum-derived cells as an alternative to bone marrow cells for bone tissue engineering around dental implants. A histomorphometric study in beagle dogs. *J Periodontol.* Jun 2010;81:907-916.
31. Llambes F, Silvestre FJ, Caffesse R. Vertical guided bone regeneration with bioabsorbable barriers. *J Periodontol.* Oct 2007;78:2036-2042.
32. Jung GU, Jeon JY, Hwang KG, Park CJ. Preliminary evaluation of a three-dimensional, customized, and preformed titanium mesh in peri-implant alveolar bone regeneration. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* Aug 2014;40:181-187.
33. Kim YK, Kim SG, Oh HK, et al. Evaluation of peri-implant tissue in nonsubmerged dental implants: a multicenter retrospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* Aug 2009;108:189-195.
34. Garaicoa C, Suarez F, Fu JH, et al. Using Cone Beam Computed Tomography Angle for Predicting the Outcome of Horizontal Bone Augmentation. *Clin Implant Dent Relat Res.* Aug 2015;17:717-723.
35. Wood DL, Hoag PM, Donnenfeld OW, Rosendorf LD. Alveolar crest reduction following full and partial thickness flaps. *J Periodontol.* Mar 1972;43:141-144.
36. Miyamoto Y, Obama T. Dental cone beam computed tomography analyses of postoperative labial bone thickness in maxillary anterior implants: comparing immediate and delayed implant placement. *Int J Periodontics Restorative Dent.* Jun 2011;31:215-225.
37. Schwarz F, Herten M, Sager M, Bieling K, Sculean A, Becker J. Comparison of naturally occurring and ligature-induced peri-implantitis bone defects in humans and dogs. *Clin Oral Implants Res.* Apr 2007;18:161-170.
38. Nguyen-Hieu T, Borghetti A, Aboudharam G. Peri-implantitis: from diagnosis to therapeutics. *J Investig Clin Dent.* May 2012;3:79-94.
39. Lorenzoni M, Pertl C, Polansky RA, Jakse N, Wegscheider WA. Evaluation of implants placed with barrier membranes. A retrospective follow-up study up to five years. *Clin Oral Implants Res.* Jun 2002;13:274-280.
40. Moses O, Pitaru S, Artzi Z, Nemcovsky CE. Healing of dehiscence-type defects in implants placed together with different barrier membranes: a comparative clinical study. *Clin Oral Implants Res.* Apr 2005;16:210-219.
41. Tawil G, El-Ghoule G, Mawla M. Clinical evaluation of a bilayered collagen membrane (Bio-Gide) supported by autografts in the treatment of bone defects around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Nov-Dec 2001;16:857-863.
42. Zitzmann NU, Scharer P, Marinello CP. Factors influencing the success of GBR. Smoking, timing of implant placement, implant location, bone quality and provisional restoration. *J Clin Periodontol.* Oct 1999;26:673-682.
43. Schwarz F, Sahm N, Becker J. Impact of the outcome of guided bone regeneration in dehiscence-type defects on the long-term stability of peri-implant health: clinical observations at 4 years. *Clin Oral Implants Res.* Feb 2012;23:191-196.
44. Van Assche N, Michels S, Quirynen M, Naert I. Extra short dental implants supporting an overdenture in the edentulous maxilla: a proof of concept. *Clin Oral Implants Res.* May 2012;23:567-576.
45. Lima LA, Fuchs-Wehrle AM, Lang NP, et al. Surface characteristics of implants influence their bone integration after simultaneous placement of implant and GBR membrane. *Clin Oral Implants*

Res. Dec 2003;14:669-679.

46. Botticelli D, Berglundh T, Persson LG, Lindhe J. Bone regeneration at implants with turned or rough surfaces in self-contained defects. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol.* May 2005;32:448-455.

47. Schwarz F, Sager M, Ferrari D, Herten M, Wieland M, Becker J. Bone regeneration in dehiscence-type defects at non-submerged and submerged chemically modified (SLActive) and conventional SLA titanium implants: an immunohistochemical study in dogs. *J Clin Periodontol.* Jan 2008;35:64-75.

48. Beretta M, Cicciu M, Poli PP, et al. A Retrospective Evaluation of 192 Implants Placed in Augmented Bone: Long-Term Follow-Up Study. *J Oral Implantol.* Dec 2015;41:669-674.

49. Jung RE, Fenner N, Hammerle CH, Zitzmann NU. Long-term outcome of implants placed with guided bone regeneration (GBR) using resorbable and non-resorbable membranes after 12-14 years. *Clin Oral Implants Res.* Oct 2013;24:1065-1073.

50. Buser D, Ingimarsson S, Dula K, Lussi A, Hirt HP, Belser UC. Long-term stability of osseointegrated implants in augmented bone: a 5-year prospective study in partially edentulous patients. *Int J Periodontics Restorative Dent.* Apr 2002;22:109-117.

İletişim adresi:

Uzm. Dt. Özlem Akbelen Kaya

E-mail : ozlem_akbelen88@hotmail.com

Telefon : +905557315721