





ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DERĐİSİ

The Journal of Ondokuz Mayıs University Faculty of Dentistry

ISSN:1302-4817

CİLT/VOL: 16 SAYI/NUMBER:2 MAYIS-AĐUSTOS 2015



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

The Journal of Ondokuz Mayıs University Faculty of Dentistry

**CİLT: 16
SAYI: 2
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

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

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

Periodontoloji

Prof. Dr. Onur UÇAK
Prof. Dr. Turgut DEMİR
Prof. Dr. Bülent KURTİŞ
Prof. Dr. Zuhar 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

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

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

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

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 DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
The Journal of Ondouz Mayıs University Faculty of Dentistry

Cilt : 16

Sayı : 2

2015

Volume : 16

Number : 2

2015

İÇİNDEKİLER / Contents

SAYFA / Page

<i>Üç Farklı Nikel Titanyum Döner Alet Sisteminin Kök Kanal Dolgu Materyali Uzaklaştırma Etkinliklerinin Radyografik ve Mikroskopik Olarak Karşılaştırılması</i>	7 - 13
Comparison of Efficacy of Three Different Nickel Titanium Rotary Systems in Removing Root Filling Material using Microscopic and Radiographic Evaluation	
<i>Kuvars Fiber Postlarda Farklı Kor Materyallerinin Kırılma Dayanımı Üzerindeki Etkisi</i>	15 - 23
Effect of Different Core Materials in Quartz Fiber Posts on Fracture Resistance	
<i>Farklı Enstrümanlar ile Glide Path Oluşturulmasının WaveOne Eğesinin Şekillendirme Etkinliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi</i>	25 - 30
Evaluation of Effect of Creating Glide Path with Different Instruments on Shaping Ability of WaveOne Files	
<i>Diş Hekimliğinde Kullanılan Termoplastik Rezinler</i>	33 - 43
Thermoplastic Resins in Dentistry	
<i>Santral Dev Hücreli Granüloma Tedavisi: Derleme</i>	45 - 51
Treatment Of Central Girant Cell Granuloma: A Review	
<i>Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri ve Tam Protezler</i>	53 - 63
CAD/CAM Systems Used in Dentistry and Complete Dentures	
<i>Nifedipin kullanımına bağlı dişeti büyümesi olan hastanın oral rehabilitasyonu: Bir olgu sunumu</i>	63 - 68
Oral rehabilitation of a patient with gingival hyperplasia caused by Nifedipine: A case report	
<i>Supernumerer dişlerin daimi dişlenme dönemindeki ortodontik tedavisi: Bir olgu sunumu</i>	69 - 74
Orthodontic treatment of supernumerary teeth in permanent dentition: A case report	





Üç Farklı Nikel Titanyum Döner Alet Sisteminin Kök Kanal Dolgu Materyali Uzaklaştırma Etkinliklerinin Radyografik ve Mikroskopik Olarak Karşılaştırılması

Comparison of Efficacy of Three Different Nickel Titanium Rotary Systems in Removing Root Filling Material using Microscopic and Radiographic Evaluation

Taha ÖZYÜREK*, Gülşah USLU*, Koray YILMAZ*

Özet

Amaç. Üç farklı nikel titanyum döner ege sisteminin kök kanal dolgu materyali uzaklaştırma etkinliklerinin mikroskop altında ve radyografi kullanılarak karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem. Doksan adet çekilmiş tek ve düz köke sahip maksiller orta keser diş çalışmaya dahil edildi. Kökler apikal çap 0,40 mm olacak şekilde ProTaper Next (PTN) döner alet sistemi ile şekillendirildi. Kök kanalları sıcak vertikal kompaksiyon tekniğine uygun olarak güta-perka ve AH Plus kanal patı kullanılarak dolduruldu. On dört gün sonra dişler 3 gruba (n = 30) ayrıldı ve ProTaper Universal Retreatment (PTR), Mtwo-R ve TF Adaptive (TFA) sistemleri ile retreatment işlemi uygulandı. Kanallardaki artık madde miktarı ilk önce radyografik olarak değerlendirildi ve daha sonra kökler ikiye ayrılarak mikroskopik olarak incelendi. Retreatment işlemi için geçen süreler kayıt altına alındı. Elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi ve post hoc Tukey testi kullanılarak %5 önem seviyesinde istatistiksel olarak değerlendirildi.

Bulgular. Örneklerde arda kalan dolgu materyalinin yüzdesine göre Mtwo-R, PTR ve TFA grupları arasında istatistiksel fark bulunmadı. Mikroskopik olarak elde edilen skorlara göre Mtwo-R, PTR ve TFA grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı. Ancak radyografik olarak elde edilen skorların değerlendirilmesi sonucunda PTR grubunun TFA grubundan daha az artık kök kanal dolgu materyali bıraktığı tespit edildi.

Sonuç. Test edilen ege sistemlerinin kök kanallarında bulunan güta-perkanın tamamını uzaklaştıramadığı tespit edilmiştir. Mikroskopik olarak tespit edilen arda kalan kök kanal dolgu materyalinin radyografik olarak tespit edilemediği bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: ProTaper Universal Retreatment, Mtwo-R, TF Adaptif, Retreatment, Endodonti, NiTi Döner Aletler.

Abstract

Aim. To compare the efficacy of three different nickel titanium rotary systems in the removal of root filling material using microscope and radiography.

Material and Method. Ninety maxillary anterior extracted single-rooted central teeth with straight root canals were selected. The root canals were prepared up to apical size 0.40 mm using ProTaper Next (PTN) rotary system. Root fillings were performed using warm vertical compaction with gutta-percha and AH Plus. After 14 days, the teeth divided into three groups (n = 30). The remaining root filling material was then removed with one of the following NiTi systems; ProTaper Universal Retreatment (PTR), Mtwo-R and TF Adaptive (TFA). The presence of remaining filling material was first evaluated radiographically and then by the microscopic evaluation of split roots. The time required to accomplish the procedure was also recorded. One-way ANOVA and post hoc Tukey tests were performed to analyze the data statistically at 5% significant level.

Results. There was no statistically significant difference between Mtwo-R, PTR and TFA groups according to the percent of the remaining filling material. There were no statistically significant difference between Mtwo-R, PTR and TFA groups according to the microscopic score rates. However, there were statistically significant difference between PTR and TFA groups according to the radiographic score rates.

Conclusion. All methods left root canal filling material on the canal walls. Radiographic evaluation failed to detect the remaining root filling material, which could only be detected using microscopy.

Key Words: ProTaper Universal Retreatment, Mtwo-R, TF Adaptive, Retreatment, Endodontics, NiTi Rotary Instruments.

Giriş

Kök kanal tedavisinde başarı kök kanallarındaki tüm mikroorganizmaların elimine edilebilmesine bağlıdır. Eleme edilemeyen mikroorganizmalar inatçı apikal periodontitise neden olabilmekte ve endodontik tedavinin yenilenmesini (retreatment) gerektirmektedir¹. Retreatment işleminde amaç, eski kök kanal dolgusunun tamamen uzaklaştırılarak, kök kanallarının temizlenmesi, şekillendirilmesi ve sızdırmaz bir şekilde tekrar doldurulmasıdır². Retreatment işleminde en önemli basamaklardan bir tanesi eski kök kanal dolgusunun kök kanallarından tamamen uzaklaştırılmasıdır³. Kök kanal dolgu maddesi olarak kullanılan güta-perkanın kök kanallarından uzaklaştırılması için kimyasal çözücüler, ısı, mekanik enstrümanlar ve bu metotların kombinasyonları kullanılmaktadır⁴. Çeşitli dizayn ve metalürjik özelliklere sahip nikel titanyum (NiTi) döner alet sistemleri güta-perkanın kök kanallarından mekanik olarak uzaklaştırılmasında günümüzde sıklıkla kullanılır hale gelmiştir. Bu sistemlerden bir tanesi de ProTaper Universal Retreatment sistemidir (PTR; Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre). PTR konvansiyonel NiTi alaşımdan yapılmış olan D1, D2 ve D3 olmak üzere 3 adet NiTi eğeden oluşan ve devamlı rotasyon hareketi ile çalışan bir sistemdir⁵. Retreatment amacıyla üretilen diğer bir NiTi döner eğe sistemi ise Mtwo-R (VDW, Münih, Almanya) sistemidir. Mtwo-R konvansiyonel NiTi alaşımdan yapılmış olan, R15/.05 ve R25/.05 olmak üzere iki adet NiTi eğeden oluşan, sürekli rotasyon hareketi ile çalışan bir sistemdir⁶.

Yakın zamanda piyasaya çıkan TF Adaptive (TFA; Axis/SybronEndo, Orange, CA, ABD) kendi endodontik motoru (Elements Motor, SybronEndo) ile çalışan bir döner eğe sistemidir. Elements Motor sahip olduğu mikro işlemci sayesinde eğenin kanal içerisinde maruz kaldığı stresi hesaplayabilmektedir. Eğe, kanal içerisinde herhangi bir strese maruz kalmaz ve/veya düşük düzeyde strese maruz kalır ise 600° saat yönüne döner, durur ve aynı hareketi tekrarlar. Eğenin kanal içerisinde maruz kaldığı stres arttığı zaman, eğenin yaptığı hareket Element Motor tarafından 370° saat yönüne ve 50° saat yönünün tersine (SYT) kadar modifiye edilir⁷. Çalışmamızın amacı 3 farklı NiTi döner eğe sisteminin kök kanal dolgu materyali uzaklaştırma etkinliklerinin radyografi ve stereomikroskop kullanılarak karşılaştırılmasıdır. Çalışmamızın sıfır hipotezi ise test edilen NiTi döner eğe sistemlerinin kök kanal dolgu materyali uzaklaştırma etkinlikleri arasında fark olmadığı yönündedir.

Materyal ve Metot

Örneklerin Seçimi

Periodontal sebeple çekim endikasyonu konmuş olan 90 adet maksiller orta keser diş çalışmaya dahil edildi. Dişlerin çevresindeki yumuşak ve sert doku artıkları periodontal bir küret yardımıyla mekanik olarak uzaklaştırıldı. Dişlerin kronları kök boyu 15 mm olacak şekilde su soğutması altında elmas separe ile uzaklaştırıldı. Dişlerin mesio-distal (MD) ve bukko-palatinal (BP) doğrultuda radyografileri alındı. Radyografiler değerlendirilerek kalsifikasyona uğramış, daha önceden kök kanal tedavisi görmüş, internal ve/veya eksternal rezorpsiyon bulunan, kırık ve immatür köklere sahip dişler çalışmaya dahil edilmedi. Seçilen dişler deney aşamasına kadar 4 °C distile suda saklandı.

Kök Kanal Şekillendirilmesi

Bir 10 nolu K-tipi eğe (Dentsply Maillefer) ile kök kanallarına girilerek eğenin ucu apikal foramenen görünene kadar ilerlendi ve bu uzunluktan 1 mm çıkartılarak çalışma boyu tespit edildi. Kök kanal şekillendirilmesi üretici firmanın talimatına uygun olarak ProTaper Next döner eğe sistemi (Dentsply Maillefer) ile sırasıyla X1, X2, X3 ve X4 eğeleri tork kontrollü endodontik motor (X-Smart; Dentsply Maillefer) kullanılarak gerçekleştirildi. Her bir eğeden sonra kanallar 2 mL %5,25 NaOCl ile yıkandı. Smear tabakasının uzaklaştırılması için kanalların son yıkamasında 2 mL %17 EDTA ve 2 mL %5,25 NaOCl sırasıyla kullanıldı.

Kök Kanallarının Doldurulması

Kağıt konlar (Dentsply Maillefer) yardımı ile kurutulan kanallar Calamus 3D Obturation System (Dentsply Maillefer) kullanılarak sıcak vertikal kompaksiyon tekniğine uygun şekilde güta-perka (Dentsply Maillefer) ve AH Plus (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) kök kanal patı ile dolduruldu. Fazla güta-perka apekten 14 mm uzaklıkta olacak şekilde kesildi. Kök kanal dolgu kalitesi MD ve BP yönde alınan dijital radyografiler ile kontrol edildi. Yetersiz ve/veya homojen olmayan kök kanal dolgusuna sahip örnekler yenileri ile değiştirildi. Geçici dolgu materyali (Cavit-G; 3M Espe, Seefeld, Almanya) ile giriş kavitesi kapatılan örnekler, kök kanal patının tam sertleşmesini sağlamak amacıyla %100 nemli ortamda 37 °C'de 14 gün bekletildi.

Retreatment Tekniği

On dört gün sonunda geçici dolgu materyali uzaklaştırıldıktan sonra kök kanal dolgusunun sökülmesi işlemine geçildi. Retreatment sırasında

herhangi bir kimyasal çözücünden yararlanılmadı. Ayrıca, köklerin koronal bölgesinde bulunan gutta-perkanın uzaklaştırılması için ekstra farklı bir enstrüman kullanılmadı. Her ege setinin 3 adet örneğin retreatment işleminde kullanılmasının ardından yenisi ile değiştirildi. Retreatment işlemi sırasında kullanılan eğelerin üzerinde ve örneklerde gözle görülür herhangi bir dolgu artığı kalmayana kadar kök kanal dolgusu uzaklaştırma işlemine devam edildi. Bütün retreatment işlemleri tek bir operatör tarafından gerçekleştirildi. Kökler rastgele 30 adet diştan oluşan 3 gruba ayrılarak aşağıdaki retreatment işlemleri uygulandı.

Grup 1 (Mtwo-R Grubu)

Bu grupta retreatment işlemi Mtwo-R döner ege sisteminin 25/.05 egesi ile crown-down tekniğine uygun olarak gerçekleştirildi. 25/.05 NiTi egesi üretici firmanın talimatına uygun olarak tork kontrollü endodontik motor (X-Smart) ile 280 rpm hız ve 120 g cm⁻¹ tork değerlerinde kullanıldı.

Grup 2 (ProTaper Universal Retreatment Grubu)

Bu grupta retreatment işlemi PTR döner ege sisteminin D1 (30/.09), D2 (25/.08) ve D3 (20/.07) eğeleri ile crown-down tekniğine uygun olarak gerçekleştirildi. D1 egesi ile kökün koronal üçte birlik kısmı, D2 egesi ile orta üçte birlik kısmı ve D3 egesi ile apikal üçte birlik kısımda bulunan gutta-perka uzaklaştırıldı. Üretici firma talimatına uygun olarak D1 ve D2 eğeleri 550 rpm hız ve 200 g cm⁻¹ tork ile, D3 egesi 250 rpm hız ve 150 g cm⁻¹ tork ile tork kontrollü endodontik motor (X-Smart) yardımı ile kullanıldı.

Grup 3 (TF Adaptive Grubu)

Bu grupta retreatment işlemi ML2 (35/.06) ve ML1 (25/.08) NiTi eğeleri ile crown-down tekniğine uygun olarak gerçekleştirildi. Koronal üçlüde bulunan gutta-perka ML2 ile uzaklaştırıldıktan sonra, ML1 egesi çalışma boyunda gutta-perkayı uzaklaştırmak için kullanıldı. Eğeler Elements Motor'un "TF Adaptive" programı ile kullanıldı.

Temizleme Etkinliğinin Radyografik Değerlendirilmesi

Tüm örnekler VistaScan fosfor plaklar üzerine (VistaScan; Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen, Almanya) MD ve BP yönlerde yerleştirilerek ve 70 kVp/2 sn ışınlama süresiyle radyografiler alındı. Işınlama sonrası fosfor plaklar bekletilmeden yüksek çözünürlükte (40µm, 12,5lp/mm) taranarak oluşan görüntüler 8-bit kontrast derinliğinde, Bitmap resim dosyası (BMP) formatında kaydedildi.

Kök kanallarında bulunan artık kök kanal dolgu materyalleri iki farklı gözlemci tarafından belirlendi. Gözlemcilerin ortak karar alamadığı durumlarda ise çizimler tekrar edilerek ortak bir karar almaları sağlandı. Elde edilen görüntüler özel bir program (AutoCAD; Autodesk, San Rafael, CA, ABD) programı yardımıyla analiz edilerek, radyografilerde görülen artık kök kanal dolgu materyallerinin ve bütün kanal yüzeyinin alanı mm² cinsinden hesaplandı. Daha sonra elde edilen değerler ile artık kök kanal dolgu materyalinin yüzdesi hesaplanarak, örnekler skorlandı. Skorlama yapılırken %0-5 arasında artık kök kanal dolgu materyali gösteren örnekler "1", %6-20 arasında olanlara "2" ve %21 ve daha fazla olan örnekler "3" skoru verildi⁸.

Temizleme Etkinliğinin Stereomikroskop Altında Değerlendirilmesi

Örneklerin bukkal ve palatinal yüzlerine elmas separe yardımıyla oluklar açıldıktan sonra örnekler incelenecek olan yüzeye zarar vermemek için dikkatli bir şekilde spatula yardımıyla ikiye ayrıldı. Elde edilen örnekler bir stereomikroskop (Olympus BX43, Olympus, Tokyo, Japonya) ile x8 büyütme altında incelenerek, örneklerin dijital fotoğrafları alındı. Elde edilen görüntüler AutoCAD (Autodesk) programı yardımıyla analiz edilerek, radyografilerde görülen artık kök kanal dolgu materyallerinin ve bütün kanal yüzeyinin alanı mm² cinsinden hesaplandı. Daha sonra elde edilen değerler ile artık kök kanal dolgu materyalinin yüzdesi hesaplanarak, örnekler skorlandı. Skorlama yapılırken %0-5 arasında artık kök kanal dolgu materyali gösteren örnekler "1", %6-20 arasında olanlara "2" ve %21 ve daha fazla olan örnekler "3" skoru verildi⁸.

Temizleme Etkinliğinin Değerlendirilmesinde Radyografi ve Stereomikroskop Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Temizleme etkinliğinin karşılaştırılmasında radyografi ve stereomikroskop ile yapılan değerlendirme sırasında alınan radyografiler ve dijital fotoğrafların skorları kullanıldı. Skorlama sırasında %0-5 arasında artık kök kanal dolgu materyali gösteren örnekler "dolgu artığı yok", %6-20 arasında olanlar "orta düzeyde dolgu artığı var" ve %21 ve daha fazla olan örnekler "dolgu artığı var" olarak skorlandı⁸. Daha sonra radyolojik ve mikroskopik olarak yapılan değerlendirmeler arasındaki farklar not edildi.

Güta-perka uzaklaştırılması için geçen süre

Güta-perka uzaklaştırmak için gereken toplam süreyi hesaplamak için dijital kronometre kullanıldı. Toplam süre ilk eğenin kök kanalına girişinden, çalışma boyuna ulaşana kadar geçen zaman olarak hesap edildi. Eğe kanala girdiğinde süre başlatıldı, kanaldan çıkartıldığında durduruldu. Bu sayede sadece eğenin kanal içerisinde geçirdiği süre hesaplanmış oldu.

İstatistiksel Analiz

Verilerin dağılımının normal olduğu Shapiro-Wilk testi ile belirlendi. Daha sonra gruplar arası istatistiksel fark tek yönlü varyans analizi post hoc Tukey testi kullanılarak hesaplandı. Bütün hesaplamalarda SPSS 21 (IBM-SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) programı kullanıldı ve istatistiksel önem seviyesi % 5 olarak ayarlandı.

grubunda (1,78±0,42) TFA grubundan (2,03±0,28) istatistiksel olarak daha az arda kalan dolgu materyali olduğu tespit edildi.

Radyografik ve stereomikroskop kullanılarak yapılan değerlendirmenin skorlanması sonucunda ortaya çıkan farklı oranların gruplara göre dağılımı Tablo III'de gösterilmiştir. Otuz örnekten 15 tanesinde (%50) radyolojik ile mikroskopik değerlendirme arasında fark bulunmuştur. Ayrıca 30 örneğin 15 tanesinde (%50) radyolojik metot mikroskopik metottan daha az arda kalan dolgu materyali tespit etmiştir.

Tablo I. Test edilen NiTi döner eğe sistemlerinin kök kanal dolgu materyallerini uzaklaştırmak için gereken sürelerin ortalama ve standart sapma değerleri.

Grup	Süre (s)
Mtwo-R	64,31±19,41
PTR	62,67±13,62
TFA	67,99±16,27
P-değeri	> 0,05

*Gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($P > 0,05$).

Bulgular

Test edilen NiTi eğelerin örneklerde bulunan kök kanal dolgu materyallerini uzaklaştırmak için gereken sürelerin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo I'de gösterilmiştir. Retreatment için geçen ortalama süreler karşılaştırıldığında test edilen gruplar arasında istatistiksel olarak fark olmadığı tespit edildi.

Örneklerde retreatment işlemi sonrası arda kalan kök kanal dolgu materyalinin radyografik ve stereomikroskop altında belirlenen yüzdeleri ve skorları ortalama ve standart sapma değerleri ile Tablo II'de gösterilmiştir. Buna göre; Mtwo-R, PTR ve TFA grupları arasında her iki değerlendirme sonucunda yüzde olarak arda kalan kök kanal dolgu materyali açısından istatistiksel olarak fark olmadığı tespit edildi. Skorlama yapıldığında gruplar arasında mikroskop altında değerlendirildiğinde bir fark bulunamazken, radyografik olarak PTR

Tartışma

Retreatment işleminde kök kanal dolgu materyallerinin uzaklaştırılması, hem kanalları şekillendirmenin hem de irrigasyonun etkin bir şekilde yapılması ve apikal periodontitis ile ilişkili mikroorganizmaların elimine edilebilmesi için en önemli aşamalardan bir tanesidir^{9,10}. Bu tedavi prognozunu direkt etkileyen öneminden dolayı çalışmamızda farklı NiTi döner eğe sistemlerinin kök kanal dolgu materyali uzaklaştırma etkinliklerinin karşılaştırılmasını amaçlandı. Kök kanal dolgu materyali uzaklaştırma etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla radyografik görüntüleme⁸, longitudinal kesit alınması¹¹ ve bilgisayarlı tomografi¹² gibi birçok yöntem kullanılmaktadır. Çalışmamızda klinikte en çok kullanılan yöntem olduğu için radyografik yöntem ve örneklerin doğrudan incelemesine izin verdiği için de longitudinal kesit alma yöntemi tercih edilmiştir.

Tablo II. Örneklerde retreatment işlemi sonrası arda kalan kök kanal dolgu materyalinin radyografik ve stereomikroskop ile değerlendirme ortalama ve standart sapma değerleri.

Grup	Radyografi (%)	Stereomikroskop (%)	Radyografi (Skor)	Stereomikroskop (Skor)
Mtwo-R	10,91±4,39	24,36±10,74	1,93±0,27 ^{ab}	2,50±0,51
PTR	9,55±4,74	21,30±10,95	1,78±0,42 ^a	2,50±0,51
TFA	12,03±4,71	26,66±12,34	2,03±0,28 ^b	2,55±0,50
<i>P</i> -değeri	> 0,05	> 0,05	< 0,05	> 0,05

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

Tablo III. Arda kalan kök kanal dolgu materyalinin radyografik ve stereomikroskop altında değerlendirilmesi arasında görülen farklılık.

Grup	R < M	R = M	R > M
Mtwo-R	4/10	6/10	0/10
PTR	6/10	4/10	0/10
TFA	5/10	5/10	0/10

* **R < M**; Radyografik değerlendirme stereomikroskop ile değerlendirmeden daha az oranda materyal belirlemiştir. **R = M**; Radyografik değerlendirme stereomikroskop ile değerlendirme ile aynı oranda materyal belirlemiştir. **R > M**; Radyografik değerlendirme stereomikroskop ile değerlendirmeden daha fazla oranda materyal belirlemiştir.

Kimyasal olarak yumuşatılmış güta-perka kök kanal sistemi içerisinde bulunan istmus ve lateral kanal gibi anatomik oluşumların içerisine kolayca girebilmekte ve bu bölgelerin retreatment işlemleri sırasında temizlenmesi güç olmaktadır⁸. Çalışmamızda sadece seçilen NiTi döner aletlerin etkinliğini araştırmak için herhangi bir kimyasal çözücüden yararlanılmamıştır.

Çalışmamız sonuçlarına göre radyolojik olarak PTR grubunun (1,78±0,42) TFA grubundan (2,03±0,28) istatistiksel olarak daha az arda kalan dolgu materyali bıraktığı bulunmuştur ($P < 0,05$). Bu nedenden dolayı çalışmamızın sıfır hipotezi ret edilmiştir. Stereomikroskop ile inceleme sonucunda retreatment sonrası örneklerin ortalama %20 oranında artık kök kanal dolgu materyali ile kaplı olduğu belirlendi. Bu bulgu daha önce yapılmış ve retreatment sonrası fazla miktarda artık kök kanal dolgusu rapor eden çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur^{8,13-15}.

Crozeta ve ark.¹² TFA, PTR ve Reciproc (VDW) NiTi eğelerinin kök kanal dolgu materyali uzaklaştırma etkinliklerini mikro bilgisayarlı tomografi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, TFA grubunun istatistiksel olarak Reciproc grubundan daha iyi ve PTR ile aynı oranda etkin olduğunu rapor etmişlerdir. Buna karşın Akbulut ve ark.¹⁶ TFA, PTR, Reciproc NiTi ve el eğelerinin kök kanal dolgu materyali uzaklaştırma etkinliklerini mikro bilgisayarlı tomografi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, TFA ile el eğelerinin aynı etkinliğe sahip olduğunu ve bu etkinliğinin istatistiksel olarak Reciproc ve PTR grubundan düşük olduğunu rapor etmişlerdir. Özyürek ve Demiryürek¹¹ ise TFA, PTU, Reciproc ve ProTaper Next (PTN; Dentsply Maillefer) NiTi eğelerinin kök kanal dolgu materyali uzaklaştırma etkinliklerini longitudinal kesit alma yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında TFA ile Reciproc eğelerinin aynı etkinliğe sahip olduğunu ve bu etkinliğin

istatistiksel olarak PTR ve PTN grubundan düşük olduğunu rapor etmişlerdir. PTN ile Mtwo-R NiTi eğelerinin kök kanal dolgu materyali uzaklaştırma etkinliğinin inceleyen araştırmacıların bir kısmı PTN ile Mtwo-R arasında istatistiksel fark bulamazken^{17,18} bazıları PTN grubunun daha etkin^{19,20} bazıları ise Mtwo-R grubunu daha etkin²¹ bulmuşlardır. Çalışmalarda ortaya çıkan bu farklı sonuçların nedeni olarak, dişlerde bulunan anatomik varyasyonlar, operatör ve değerlendirme farklılıklarından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızın sonuçlarına göre radyografik değerlendirme yöntemi retreatment sonrası arda kalan dolgu materyalinin tespitinde stereomikroskop ile değerlendirme yöntemi kadar başarılı olamamıştır. Bu sonuç yapılan çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur^{8,22}. Örneklerden radyografi alınması sırasında kök kanalında arda kalan dolgu materyallerinin birbirini üzerine süperpoze olmasından dolayı radyografik değerlendirmenin daha az güvenilir bir yöntem olduğunu söyleyebiliriz.

Sonuç

Çalışmamızın sınırları dahilinde test edilen hiçbir NiTi döner ege sistemi doldurulmuş olan kök sistemini tamamen temizleyememiştir. Retreatment işlemi sonrası kök kanallarında arda kalan kanal dolgu materyalinin değerlendirilmesinde stereomikroskop ile değerlendirme yöntemi radyografik değerlendirme yöntemine oranla daha başarılı bulunmuştur.

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 19-3002

KAYNAKLAR

1. Friedman S. Considerations and concepts of case selection in the management of post-treatment endodontic disease (treatment failure). *Endod Top* 2002;1:54-78.
2. Stabholz A, Friedman S. Endodontic retreatment—case selection and technique. Part 2: treatment planning for retreatment. *J Endod* 1988;14:607-14.
3. Rôças IN, Jung I-Y, Lee C-Y, Siqueira JF. Polymerase chain reaction identification of microorganisms in previously root-filled teeth in a South Korean population. *J Endod* 2004;30:504-8.
4. Friedman S, Stabholz A, Tamse A. Endodontic retreatment—case selection and technique. Part 3. Retreatment techniques. *J Endod* 1990;16:543-9.
5. Giuliani V, Cocchetti R, Pagavino G. Efficacy of ProTaper universal retreatment files in removing filling materials during root canal retreatment. *J Endod* 2008;34:1381-4.
6. Bramante CM, Fidelis NS, Assumpção TS, Bernardini N, Garcia RB, Bramante AS, et al. Heat release, time required, and cleaning ability of MTwo R and ProTaper universal retreatment systems in the removal of filling material. *J Endod* 2010;36:1870-3.
7. Gambarini G, Testarelli L, De Luca M, Milana V, Plotino G, Grande NM, et al. The influence of three different instrumentation techniques on the incidence of postoperative pain after endodontic treatment. *Ann Stomatol* 2013;4:152.
8. Kfir A, Tsesis I, Yakirevich E, Matalon S, Abramovitz I. The efficacy of five techniques for removing root filling material: microscopic versus radiographic evaluation. *Int Endod J* 2012;45:35-41.
9. Silva EJNL, Orlowsky NB, Herrera DR, Machado R, Krebs RL, Coutinho-Filho TdS. Effectiveness of rotatory and reciprocating movements in root canal filling material removal. *Braz Oral Res* 2015;29:01-06.
10. de Azevêdo Rios M, Villela AM, Cunha RS, Velasco RC, De Martin AS, Kato AS, et al. Efficacy of 2 reciprocating systems compared with a rotary retreatment system for gutta-percha removal. *J Endod* 2014;40:543-546.
11. Özyürek T, Demiryürek EÖ. Efficacy of Different Nickel-Titanium Instruments in Removing Gutta-percha during Root Canal Retreatment. *J Endod* 2016;42:646-649.
12. Crozeta BM, Silva-Sousa YTC, Leoni GB, Mazzichaves JF, Fantinato T, Baratto-Filho F, et al. Micro-Computed Tomography Study of Filling Material Removal from Oval-shaped Canals by Using Rotary, Reciprocating, and Adaptive Motion Systems. *J Endod* 2016;42:793-797.
13. Gu LS, Ling JQ, Wei X, Huang XY. Efficacy of ProTaper Universal rotary retreatment system for gutta-percha removal from root canals. *Inter Endod J* 2008;41:288-295.
14. Taşdemir T, Er K, Yildirim T, Celik D. Efficacy of three rotary NiTi instruments in removing gutta-percha from root canals. *Inter Endod J* 2008;41:191-196.
15. Takahashi CM, Cunha RS, De Martin AS, Fontana CE, Silveira CFM, da Silveira Bueno CE. In vitro evaluation of the effectiveness of ProTaper universal rotary retreatment system for gutta-percha removal with or without a solvent. *J Endod* 2009;35:1580-1583.
16. Akbulut MB, Akman M, Terlemez A, Magat G, Sener S, Shetty H. Efficacy of Twisted File Adaptive, Reciproc and ProTaper Universal Retreatment instruments for root-canal-filling removal: A cone-beam computed tomography study. *Dent Mater J* 2016;35:126-131.
17. Marques da Silva B, Baratto-Filho F, Leonardi D, Henrique Borges A, Volpato L, Branco Barletta F. Effectiveness of ProTaper, D-RaCe, and Mtwo retreatment files with and without supplementary instruments in the removal of root canal filling material. *Int Endod J* 2012;45:927-932.
18. Ersev H, Yılmaz B, Dinçol M, Dağlaroğlu R. The efficacy of ProTaper Universal rotary retreatment instrumentation to remove single gutta-percha cones cemented with several endodontic sealers. *Int Endod J* 2012;45:756-762.
19. Ma J, Al-Ashaw AJ, Shen Y, Gao Y, Yang Y, Zhang C, et al. Efficacy of ProTaper Universal Rotary Retreatment System for Gutta-percha Removal from Oval Root Canals: A Micro-Computed Tomography Study. *J Endod* 2012;38:1516-1520.
20. Khedmat S, Azari A, Shamshiri AR, Fadae M, Fakhar HB. Efficacy of ProTaper and Mtwo Retreatment Files in Removal of Gutta-percha and GuttaFlow from Root Canals. *Iran Endod J* 2016;11:184.
21. Kanaparthi A, Kanaparthi R. The Comparative Efficacy of Different Files in The Removal of Different Sealers in Simulated Root Canal Retreatment-An In-vitro Study. *J Clinic Diag Res* 2016;10:130-3.
22. de Carvalho Maciel A, Zaccaro Scelza M. Efficacy of automated versus hand instrumentation during root canal retreatment: an ex vivo study. *Int Endod J* 2006;39:779-84.



Kuvars Fiber Postlarda Farklı Kor Materyallerinin Kırılma Dayanımı Üzerindeki Etkisi
Effect of Different Core Materials in Quartz Fiber Posts on Fracture Resistance

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

ÖZET

Amaç: Çalışmamızın amacı kuvars fiber ile güçlendirilmiş post ile beş farklı kompozit kor materyali kullanılarak hazırlanan post-kor restorasyonlarda kırılma dayanımının incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Toplamda 150 adet tek kanallı çekilmiş küçük azı dişin mine-sement sınırının 2 mm koronalinden 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 termo-mekanik yaşlandırma işlemi uygulandı. Daha sonra tüm örnekler kırılma dayanımlarının ölçülmesi için baskı testine tabi tutuldu. Elde edilen veriler Kruskal-Wallis varyans analizi ve Mann-Whitney U testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi ($\alpha=0,05$).

Bulgular: En yüksek kırılma ortanca kırılma dayanımı (647,70 N) Silorane kompozit kor materyali uygulanan kontrol grubunda, en düşük ortanca kırılma dayanımı (442,20 N) CeramX kompozit kor materyali uygulanan 1.200.000 devir termo-mekanik yaşlandırmaya tabi tutulan grupta gözlemlendi.

Sonuç: Farklı kompozit kor materyallerinin kırılma dayanımı üzerinde etkili olduğu gözlemlendi.

Anahtar Kelimeler: Kırılma dayanımı, Kuvars fiber post, Termo-mekanik yaşlandırma.

ABSTRACT

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

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 subjected to compression test to measure fracture resistance. The data was statistically analyzed through Kruskal Wallis and Mann-Whitney U statistical tests ($\alpha=0.05$).

Results: The highest median fracture resistance (647.70 N) was obtained from the control group restored with Silorane core material, whereas the lowest fracture resistance (442.20 N) was obtained from the group that were subjected to 1200000 cycle of thermomechanic aging and restored with CeramX core material.

Conclusion: It has been observed that different core materials have an effect on fracture resistance.

Key Words: Fracture resistance, Quartz fiber post, Thermo-mechanical aging.

* Dr. Dt., Özel Klinik, İstanbul.

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

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

Giriş

Dişlerin klinik kronlarında madde kaybı çürük, travma ya da daha önce yapılmış restoratif ve endodontik işlemler sonucu oluşabilir. Aşırı madde kaybına sahip dişlerin tedavileri korono-radiküler kor ve post-kor restorasyonlar ile yapılmaktadır¹. Post-kor sistemlerinde başarı postla beraber kor kısmının dayanımına ve sahip olduğu fiziksel ve kimyasal özelliklere de bağlıdır²⁻⁶.

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 kullanılabilmektedir^{7,8}. Ancak kor yapımına uygun en iyi performansı gösterebilecek kompozit rezin tipinin ne olduğu tam olarak bilinmemektedir. Bu amaçla özellikle kor yapımı için kullanılabilecek çeşitli kompozit rezin materyaller üretilmektedir⁹.

Fiber postların fiziksel özellikleri dentine benzemektedir¹⁰⁻¹². Elastisite modülünün dentine çok yakın olması nedeniyle dentine eşdeğer oranda esneyerek doğal dişlerin kırılma direncinin artmasını sağlarken, oklüzal stresleri dağıtır ve zaman içerisinde kümülatif streslerden dolayı oluşan çatlaklar daha az görülür. Kanala pasif olarak yerleştirildiğinden ve kanal duvarı ile post arasında yapıştırıcı rezin siman aracılığı ile bir hibridizasyon sağlandığından kök üzerinde stres oluşmamakta veya minimize edilmektedir¹³⁻¹⁷.

Estetik olmayan karbon fiber postlar, kuvars fiber postların gelişimine zemin hazırlamıştır. İlk defa 1998 yılında geliştirilen bu sistemler beyaz, translusent veya opak renkte bulunurlar. Kuvars fiberler epoksi rezinle çevrilidirler. Yüksek çekme direncine sahip kuvars fiber postlar^{10,18}, yüzey alanına düşen fiber lif miktarı fazla olduğundan dolayı yüksek kırılma direncine sahiptirler¹⁸.

Post uygulanmış dişler basma kuvvetlerine maruz kaldıklarında kırılma eğilimi gösterirler. In vitro koşullarda uygulanan kırılma testleriyle postlardaki başarısızlıklar değerlendirilebilmektedir¹⁹. Bu in vitro çalışmanın amacı, kuvars fiber ile güçlendirilmiş post ile beş farklı kompozit kor materyali kullanılarak hazırlanan post-kor restorasyonlarında, termo-mekanik yaşlandırma sonrası kırılma dayanımlarının karşılaştırılmasıdır. Bu çalışmanın hipotezi, farklı kompozit kor materyallerinin ve farklı devir sayılarındaki termo-mekanik yaşlandırma işlemlerinin kırılma dayanımına etkisi yoktur şeklindedir.

Gereç ve Yöntem

Toplam 150 adet periodontal ve ortodontik nedenlerden dolayı çekilen diş, doku artıkları temizlendikten sonra oda sıcaklığında % 0.9'luk NaCl (sodyum klorür) solüsyonu içerisinde bekletildikten sonra, anatomik kronları mine sement sınırının 2 mm koronalinden elmas separe (Komet, Cebr Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Almanya) kullanılarak su soğutması altında kesildi. Kök kanallarının nikel-titanyum döner aletler (SironaNiTi, Sirona Dental, Almanya) kullanılarak şekillendirilmesinden sonra kanal dolguları tamamlandı. Dişler rastgele olarak uygulanacak olan kompozit kor materyaline göre 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 1'de gösterilmektedir.

Peeso reamer dril kullanılarak apikalde 3-4 mm kanal dolgusu bırakılacak şekilde kanal dolgusu çıkarıldı ve 10 mm uzunluğunda 1,5 mm çapında post yuvaları post hazırlık frezi (Unicore Drill, Ultradent, ABD) kullanılarak şekillendirildi. Kuvars fiber postlar self adeziv rezin siman (Rely X Unicem, 3M Espe, Almanya) ile simante edildikten sonra açıkta kalan post kısımları 3 mm kalacak şekilde kesildi. Her gruba ait kompozit rezin kor materyali üretici firma tali-

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

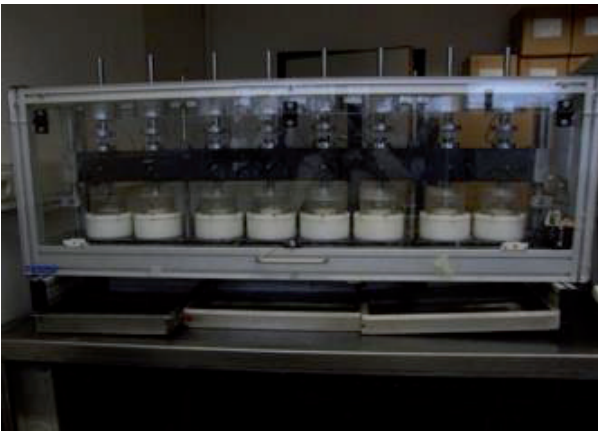
matları doğrultusunda uygulandıktan ve polimerize edildikten sonra, dişler 4mm boyunda tepe açısı 6° olacak şekilde 50 µm gren büyüklüğünde (yeşil bantlı) frez ile bıçak sırtı formunda kesildi. Kesimden sonra örneklerin açısı paralelometrede kontrol edildi (Resim 1).



Resim 1. Örneklerin paralelometrede açısının kontrol edilmesi

Örnekler daha sonra çiğneme simülöründe termo-mekanik 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. Örnekler 8'erli gruplar halinde bilgisayar kontrollü çift akslı çiğneme simülörü (Willytech, Munich, Almanya) ile termo-mekanik yorulma işlemine tabi tutuldu (Resim 2).



Resim 2. Çiğneme simülörü

Çiğneme 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. Örneklerle uygulanan kuvvet her bir odaya ait 5 kg'lık diskler aracılığı ile toplamda 49 N'luk çiğneme kuvveti sabit tutularak uygulandı. Çiğneme simülörü ile dinamik yükleme işlemi tamamlanan örnekler baskı testine kadar 37°C inkübatör içinde distile su emdirilmiş pamuk peletler aracılığıyla nemli ortamda bekletildi.

Örnekler, baskı testinde kullanılacak metal tutucu içine sabitlenmesi için akrilik kalıba alındı. Bu işlemden önce kök yüzeylerine doğal dişin periodonsiyumunu oluşturmak amacıyla, yapay periodontal membran uygulandı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda katalizörü ile karıştırılan otopolimerizan akrilik rezin (Vertex-Dental, Zeist, Hollanda, 500) 25 mm yüksekliğinde, 25 mm çapındaki plastik silindirik kalıpların içerisine dolduruldu. Deney örnekleri yatay düzlemle dik açı oluşturacak ve mine sement sınırının 2 mm altında kalacak şekilde bu akrilik blokların içine gömüldü. Deney örneklerinin kırılma dayanımlarının ölçülmesi için Universal test cihazı (Lloyd Instruments PIC., İngiltere) ve ona uygun hazırlanan 45° eğimli olan metal bir tutucudan yararlanıldı. Metal tutucu, yükleme cihazının tablasına sabitlendi. Akrilik rezin kalıplar bu metal tutucu üzerinde yer alan silindirik metal blok içine yerleştirildikten sonra silindirik metal blok içinde hareket etmelerini engellemek için vida ile sabitlendi. Örnekler Universal test cihazına uzun eksene 45° lik açı ile yük uygulanacak şekilde metal tutucuya yerleştirildi. Deney örneklerine Universal test cihazında 1 mm/dak hızla baskı kuvveti uygulandı (Resim 3).



Resim 3. 45° açılı örnek tutucu ve örnek tutucuda konumlandırılmış örnek

Uygulanan yük karşısında örneklerdeki kırılma anındaki değerler Newton cinsinden Universal test cihazına bağlı bilgisayar ekranından kaydedildi. Elde edilen verilerin analizi Kruskal-Wallis varyans analizi ile yapıldı. Anlamlılık düzeyi 0,05 olarak belirlendi. Gruplar arası karşılaştırmalarda Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testi kullanıldı.

Bulgular

En yüksek kırılma ortanca kırılma dayanımı (647,70 N) Silorane kompozit kor materyali uygulanan kontrol grubunda, en düşük ortanca kırılma dayanımı (442,20 N) CeramX kompozit kor materyali uygulanan 1.200.000 devir termo-mekanik yaşlandırmaya tabi tutulan grupta gözlemlendi.

Kor materyali gruplarına ait sonuçların ikili karşılaştırmaları Tablo 3'de, termo-mekanik yaşlandırma gruplarına ait sonuçların ikili karşılaştırmaları Tablo 4'de, alt gruplara ait sonuçların ikili karşılaştırmaları

Tablo 5'de ve 6'da gösterilmektedir. Baskı testi sonucunda görülen kırık tipleri kor yapının dişte ve posttan ayrılması, köle bölgesinin 1/3'lük kısmında görülen kırıklar, post desimantasyonları, dişin 2/3 kök kırıkları şeklinde sınıflandırıldı. Kırık tipleri Tablo 7'de gösterilmektedir.

Tartışma

Beş farklı kompozit rezinin kullanıldığı post-kor restorasyonlarında termo-mekanik yaşlandırma işleminin kırılma dayanımına etkisini araştırdığımız bu çalışmada, kompozit rezinin ve yaşlandırma işleminin kırılma dayanımı üzerinde etkili olduğu gözlemlendiğinden dolayı çalışmamızın hipotezi reddedilmiştir.

Doğal dişlerin kullanıldığı kırılma dayanımı testlerinde diş mobilitesinin kırılma dayanımı üzerinde etkili olduğu da belirtilmektedir²⁰. Daha doğru sonuçlara ulaşılabilmesi için fizyolojik diş mobilitesini ve periodontal membranı taklit edebilen yapay bir

Tablo II. Gruplara ait baskı testi bulguları (N)

Gruplar	Ortanca (N)	Minimum (N)	Maksimum (N)
TK	632,50	467,00	957,00
T1	584,70	468,20	879,00
T2	516,70	438,40	602,10
SK	647,70	403,00	892,00
S1	626,70	448,80	792,00
S2	585,50	480,80	764,00
LK	569,80	492,00	711,90
L1	564,10	356,80	759,00
L2	474,50	309,80	601,90
CK	521,50	425,00	638,00
C1	504,10	233,60	750,70
C2	442,20	351,00	537,20
QK	545,00	371,20	432,00
Q1	509,40	472,80	539,20
Q2	468,20	371,20	572,00

Tablo III. Kırılma dayanımı açısından kompozit kor materyalleri arasındaki önemlilik durumu

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 IV. Kırılma dayanımı açısından termo-mekanik yaşlandırma işlemleri 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 V. Kontrol, 250.000, 1.200.000 devir termomekanik yaşlandırma uygulanan grupların kırılma dayanımı 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 kırılma dayanımı 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

Tablo VII. Gruplara ait kırık tipleri

Gruplar	Kor yapının ayrılması	1/3 boyun kırıkları	Post desimantasyasyonu	2/3 kök kırıkları
TK	9	-	-	1
LK	8	1	1	-
OK	8	2	-	-
CK	10	-	-	-
SK	4	5	-	1
T1	4	2	3	-
L1	5	3	2	-
Q1	8	2	-	-
C1	9	-	-	-
S1	8	-	1	-
T2	7	2	-	-
L2	9	1	-	-
Q2	9	1	-	-
C2	7	1	-	-
S2	9	-	-	-

periodontal membran kullanımı önerilmiştir²¹⁻²³. Bu çalışmada da doğal dişlerin mine-sement birleşiminin 2 mm altına kadar yapay membran uygulanmıştır. Yapılan bir çalışmada kullanılan yapay periodontal membranın 5 N'luk kuvvet altında horizontal yönde 100 ± 30 μm , vertikal yönde ise 65 ± 21 μm hareket edebildiği bildirilmiş ve bu değerlerin Mühlemann (1979)²⁴ tarafından belirtilen fizyolojik diş mobilitesi değerlerine oldukça yakın olduğu belirtilmiştir²¹.

Ağız yapısının karmaşık kimyasal ve mekanik özelliklerinden dolayı in vitro koşullarda birebir taklit edilmesi mümkün değildir. Ağız ortamının taklit edilebilmesi amacıyla kullanılan yaşlandırma işlemlerinden biri de termo-mekanik yaşlandırma yöntemidir. Mekanik yükleme esnasında post-kor restorasyonuna kuvvet uygulanması posta, kora ya da kor üzerine uygulanmış kron restorasyonuna yapılabilmektedir²⁵⁻³¹.

Post-kor restorasyonlarında kor materyali olarak kompozit rezinler tercih edilmektedir. Mikrohibrit kompozit rezinlerden akışkan kompozitlere kadar her tip kompozit rezin kor yapımında kullanılmaktadır³²⁻³³. Çalışmamızda özellikle kor materyali olarak üretilen ve farklı doldurucu tipine sahip dimetakrilat-fiber dolduruculu Light-Core ve dimetakrilat-titanyum ile güçlendirilmiş Ti-Core kullanılırken, farklı monomer yapısına sahip dimetakrilat-cam silikat doldurucu içeren Quixfill, ormoser-cam doldurucu içeren CeramX ve epoksi-kuvars doldurucu içeren Silorane kompozit rezinleri kullanıldı.

Çalışmanın sonuçları kompozit kor materyallerinin kırılma dayanımına etkisi açısından değerlendirildiğinde en yüksek kırılma dayanımı Silorane kompozit rezini ile elde edildi ve Ti-Core kompozit rezini ile arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı ($p>0,05$). Wrbas ve ark. (2007)³⁴ farklı doldurucu oranlarına sahip kompozit rezinlerin kuvars fiber posta bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, farklı kompozit rezinlerin post yüzeyine bağlanma dayanımına etkili olduğunu ve doldurucu oranı yüksek kompozit rezinlerin daha az polimerizasyon büzülmesine uğrayarak, daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiklerini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da doldurucu tipi farklı ve doldurucu oranı yüksek olan Ti-Core ve Light-Core kompozit rezinleri yüksek kırılma dayanımı gösterdi. Ayrıca en yüksek kırılma dayanımı gösteren doldurucu oranı diğer kompozitlere oranla daha düşük olmasına rağmen Silorane'nın farklı monomer yapısına sahip olması nedeni ile polimerizasyon büzülmesinin daha düşük olduğu^{35,36} ve buna bağlı olarak daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturduğu düşünülmektedir. Güven ve ark. (2008)³⁷ 4 farklı kendinden asitli adeziv ve kompozitleri karşılaştırdıkları çalışmalarında Si-

lorane yapılı yapıştırma ajanının ve kompozit rezinin, G-Bond, Clearfil ve AdheSE'den daha yüksek bağlantı dayanıklılığı gösterdiğini belirtmişlerdir. Silorane yapılı kompozit rezinlerin dentine bağlanma dayanımlarının daha yüksek olması, halka açılma reaksiyonu ile polimerize olmaları nedeni ile daha az polimerizasyon büzülmesi göstermeleri, ve dentin-adeziv ara yüzünde daha az stres oluşturmalarına bağlanmaktadır³⁸. Çalışmamızda en yüksek kırılma dayanımı değerleri gösteren Silorane kompozit rezini ile elde edilen kırık tipleri incelendiğinde de özellikle kontrol grubunda kor yapının adeziv başarısızlıklarının yanında diş kırıklarının oluşması, diş dokusu ile kompozit rezin arasında görülen bu güçlü adezyona bağlanabilir. Ayrıca Silorane kompozitinin dentine bağlanma dayanıklılığının incelendiği farklı çalışmalarda da Silorane adeziv sisteminin test edilen diğer adeziv sistemlere oranla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği bildirilmiştir^{39,40}.

Çalışmamızın sonuçları termo-mekanik yaşlandırma işleminin kırılma dayanımına etkisi açısından değerlendirildiğinde, termo-mekanik yaşlandırma işleminin kırılma dayanımlarını düşürdüğü ve termo-mekanik yaşlandırma uygulanan gruplar arasında fark olmadığı görüldü. Kournetas ve ark. (2004)⁴¹ ormoser ve dimetakrilat yapılı hibrit kompozitlerin 2. sınıf kaviteelerde 1.200.000 devir termo-mekanik olarak yaşlandırdıktan sonra marjinal ve internal uyumunu inceledikleri çalışmalarında, marjinal uyumun ormoser yapılı kompozitlerde termo-mekanik yaşlandırma öncesinde ve sonrasında hibrit kompozitlerden daha kötü olduğunu bildirmişler ve bu durumu ormoser yapılı kompozitin reolojik özelliklerine bağlamışlardır. Mikroskop altında yapılan incelemelerde kompozit yapının içinde hava kabarcıkları ve kırık hatlarına rastlamışlardır.

Çalışmamızda başarısızlık tipleri incelendiğinde en çok kompozit korun adeziv başarısızlığı olduğu, kompozit korun diş dokusundan ve posttan ayrıldığı görüldü. Dişin 1/3 boyun kırıkları, post desimantasyonu, dişin 2/3 kök kırıkları sırasıyla en sık görülen başarısızlık tipi oldu. Bu çalışmadan elde edilen bulgular kompozit kor çeşidinin kırık tiplerini belirleme açısından tek başına yeterli olmadığını, kırık tiplerinin kuvars fiber ile güçlendirilmiş postun etkisi sonucunda oluştuğunu düşündürmektedir. Çalışmamızda kor materyali olarak farklı yapıda beş kompozit rezin kullanılması, 1 ve 5 yıla karşı gelen 250.000 ve 1.200.000 devir termo-mekanik yaşlandırma işlemi uygulanması. Farklı kompozit rezinlerin farklı adeziv sistemlerle uygulanması ve termo-mekanik yaşlandırmanın devir

sayısının ya da uygulanan kuvvetin farklılığı kırılma dayanımı değerlerini değiştirebilir.

Sonuçlar

Bu çalışmanın sınırları içinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Post kor restorasyonlarında kor materyali olarak kullanılan kompozit rezinlerin organik matriks yapılarındaki farklılık dişlerin kırılma dayanımını etkiledi.
2. En yüksek kırılma dayanımı değerleri Silorane kompozit materyali ile, en düşük kırılma dayanımı değerleri CeramX kompozit materyali ile elde edildi.

İletişim Adresi:

Prof. Dr. Duygu SARAÇ

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Telefon: 0362-312 19 19-2783

Fax:03624576032

e-mail: dsarac@omu.edu.tr

KAYNAKLAR

1. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2012;88:442-448.
2. 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.
3. 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.
4. Rogic-Barbic M, Segovic S, Pezelj-Ribaric S, Borcic J, Jukic S, Anic I. Microleakage along glass fiber posts cemented with three different materials assessed using a fluid transport system. *Int Endod J.* 2006;39:363-367.
5. 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.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. Combe EC, Shaglouf AM, Watts DC, Wilson NH. Mechanical properties of direct core build-up materials. *Dent Mater.* 1999;15:158-165.
10. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Braz Dent J.* 2003;195:43-48.
11. Goracci C, Grandini S, Bossu M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent.* 2007;35:827-835.
12. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont.* 2008;21:328-336.
13. King PA, Setchell DJ, Rees JS. Clinical evaluation of a carbon fibre reinforced carbon endodontic post. *J Oral Rehabil.* 2003;30:785-789.
14. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent.* 2003;89:360-367.
15. Schmitter M, Rammelsberg P, Gabbert O, Ohlmann B. Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: a randomized clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2007;20:173-178.
16. Novais VR, Quagliatto PS, Bona AD, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Flexural modulus, flexural strength, and stiffness of fiber-reinforced posts. *Indian J Dent Res.* 2009;20:277-281.
17. Schlichting LH, de Andrada MA, Vieira LC, de Oliveira Barra GM, Magne P. Composite resin reinforced with pre-tensioned glass fibers. Influence of prestressing on flexural properties. *Dent Mater.* 2010;26:118-125.
18. Perdigao J, Monteiro P, Gomes G, Santos V. Restoring teeth with prefabricated fiber-reinforced resin posts. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2007;19:359-364.
19. Sirimai, S., Riis, D. N., Morgano, S. M. (1999). An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-cores systems. *J Prosthet Dent.* 1999;81:262-269.
20. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater.* 1995;11:103-110.
21. Kern M, Strub JR, Lu XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil.* 1999;26:372-378.
22. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil.* 2001;28:361-369. 120
23. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater.* 2009;25:494-499.
24. Mühlemann HR. Physiologische und Pathologische Zahnbeweglichkeit. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde.* 1979;3:1-67.
25. Isidor F, Brondum K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. *Int J Prosthodont.* 1992;5:257-261.
26. Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont.* 1996;9:131-136.
27. Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent.* 2001;85:558-567.
28. Hsu YB, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Effect of core bonding on fatigue failure of compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 2002;15:175-178.
29. Goto Y, Nicholls JI, Phillips KM, Junge T. Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored

with three dowel-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 2005;93:45-50.

30. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater.* 2006;22:477-485.

31. Stricker EJ, Gogring TN. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. *J Dent.* 2006;34:326-335.

32. Dietschi D, Ardu S, Rossier-Gerber A, Krejci I. Adaptation of adhesive post and cores to dentin after in vitro occlusal loading: evaluation of post material influence. *J Adhes Dent.* 2006;8:409-419.

33. Cheleux N, Sharrock P, Degrange M. Surface treatments on quartz fiber post: influence on adhesion and flexural properties. *Am J Dent.* 2007;20:375-379.

34. Wrbas KT, Schirrmeister JF, Altenburger MJ, Agrafioti A, Hellwig E. Bond strength between fibre posts and composite resin cores: effect of post surface silanization. *Int Endod J.* 2007;40:538-543.

35. Guggenberger R, Weinmann W. Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent.* 2000;13:82-84.

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

37. Guven Y, Tuna EB, Aktoren O. Dentin Shear bond strengths of self-etch adhesives. General Session of the IADR, Toronto, 2008.

38. Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FJ, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent Mater.* 2005;21:324-335.

39. Brandt PD, De Wet FA, Du Preez I. Bonding silorane to dentine. General Session of the IADR, Toronto, 2008.

40. Syrek A, Kappler O, Guggenberger R, Weinmann W, Dede K, Loll H, Thalacker C. One Year Bond Strength Evolution of the Silorane Restorative System. General Session of the IADR, Toronto, 2008.

41. Kournetas N, Chakmakchi M, Kakaboura A, Rahlitis C, Geis-Gerstorfer J. Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. *Clin Oral Investig.* 2004;8:123-129.



Farklı Enstrümanlar ile Glide Path Oluşturulmasının WaveOne Eğesinin Şekillendirme Etkinliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi

Evaluation of Effect of Creating Glide Path with Different Instruments on Shaping Ability of WaveOne Files

Gülşah USLU *, Taha ÖZYÜREK **, Uğur İNAN ***

ÖZET

Amaç. PathFile ve ProGlider nikel-titanyum eğeler ile glide path oluşturulmasının WaveOne döner NiTi eğesinin şekillendirme etkinliğine etkisinin J şekilli yapay kanallarda değerlendirilmesi.

Gereç ve Yöntem. Otuz adet J şekilli kanallara sahip rezin bloklar PathFile ve ProGlider nikel-titanyum eğeleri kullanılarak glide path oluşturuldu. Daha sonra bu kanallar WaveOne döner NiTi eğeleri ile apikal çap #25 olacak şekilde şekillendirildi. Şekillendirme öncesi ve sonrası elde edilen fotoğraflar üst üste getirilerek çakıştırılmış görüntüler elde edildi. Eğeler tarafından uzaklaştırılan rezin miktarı dijital ölçüm kalıbı ve fotoğraf analiz programı kullanılarak ölçüldü. Kanal düzensizlikleri de kayıt edildi. Elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi ve post hoc Tukey testi kullanılarak istatistiksel olarak analiz edildi.

Bulgular. Eğelerin uzaklaştırdığı rezin miktarları arasında gruplar arasında istatistiksel fark bulunmadı ($P > 0,05$). Kanal şekillendirmesi sırasında oluşan düzensizlikler açısından değerlendirildiğinde, WaveOne grubunda 1 örnekte basamak oluşumu gözlemlendi.

Sonuç. Çalışmamızın sınırları dahilinde ProGlider ve PathFile eğeleri kullanılarak glide path oluşturulmasının WaveOne döner NiTi eğelerinin transportasyon miktarını etkilemediği bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Endodonti, Nikel-Titanyum, PathFile, ProGlider, WaveOne.

ABSTRACT

Aim. To evaluate the effect of creating glide path with different instruments on shaping ability WaveOne rotary NiTi files in simulated J-shaped canals.

Material and Method. Thirty J-shaped canals in resin blocks were prepared using PathFile, ProGlider nickel-titanium files to create the glide path. Then the canals prepared up to apical size #25 with WaveOne rotary NiTi files. Composite images were made from the superimposition of pre- and post-instrumentation images. The amount of resin removed by each system was measured by using a digital template and image analysis software. Canal aberrations were also recorded. The data were statistically analyzed by using one-way ANOVA and post hoc Tukey test.

Results. There was no significantly difference between groups according to the amount of resin removal ($P > 0.05$). According the irregularities that occurred during preparation, 1 ledge formation was inspected during canal preparation in WaveOne group.

Conclusions. Within the limitation of the present study, there was no effect of creating glide path with PathFile or ProGlider on shaping ability of WaveOne rotary NiTi files.

Key Words: Endodontics, Nickel-Titanium, PathFile, ProGlider, WaveOne.

* Araş. Gör. Dt. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Samsun.

** Araş. Gör. Dr. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Samsun.

*** Doç. Dr. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Samsun.

Giriş

Kök kanallarının şekillendirilmesi, kanal tedavisinin en önemli aşamalarından birisidir. Kök kanal şekillendirmesi sırasında orijinal kanal anatomisinin korunması endodontik tedavinin prognozu açısından önemlidir¹.

Geleneksel olarak kök kanal şekillendirilmesi için paslanmaz çelik el eğeleri kullanılmaktadır. Ancak paslanmaz çelik el eğelerinin kullanımı kök kanallarının orijinal anatomisinde değişikliklere neden olabilmektedir². Çalışmalar kök kanal şekillendirmesi sırasında oluşan kanal düzensizlikleri sonucunda, yetersiz dentin uzaklaştırılması, orijinal kanal kurvatürünün düzleşmesi ve dentin duvarlarında basamak oluşması gibi istenmeyen durumların ortaya çıktığını göstermiştir^{3,4}.

Eğimli kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kullanılan nikel-titanyum (NiTi) döner eğe sistemleri, paslanmaz çelik el eğelerine kıyasla kanalın daha merkezinde kalarak kanalda daha az düzleşmeye neden olurlar^{5,6}. NiTi döner eğelerin süperelastisitesi sayesinde özellikle eğimli kanalların şekillendirilmesi sırasında kanal duvarlarına uygulanan lateral kuvvetler azalmakta ve bunun sonucunda orijinal kanal anatomisindeki sapma daha az olmaktadır^{1,7}.

Resiprokasyon hareketi ile çalışan WaveOne döner NiTi eğe sistemi Dentsply Maillefer (Ballaugues, Switzerland) firması tarafından 2010 yılında piyasaya sürülmüştür. Sistem, Small (21/.06), Primary (25/.08) ve Large (40/.08) olmak üzere 3 adet eğeden oluşmaktadır. WaveOne döner NiTi eğelerin üretiminde ısı işlem görmüş M-Wire alaşımı kullanılarak, eğelerin esnekliğinin^{8,9}, dayanımının ve döngüsel yorgunluğa karşı direncinin^{10,11} artırıldığı iddia edilmektedir.

Kanal ağzından apikal foramene kadar düzgün bir açıklık oluşturulması olarak tanımlanan glide path, güvenli kök kanal şekillendirme işlemi için önemli bir adım olarak kabul edilmektedir^{12,13}. Son zamanlarda glide path oluşturmak ve el eğesi kullanımını elimine etmek amacıyla üretilen NiTi döner eğeler piyasaya sunulmuştur¹⁴. PathFile (PF; Dentsply Maillefer, Ballaugues, Switzerland) glide path sistemi konvansiyonel NiTi alaşımdan üretilmiş 0.13, 0.16, 0.19 mm uç çapına, 0.02 koniklik açısına ve kare kesite sahip üç eğeden oluşmaktadır. Yakın zamanda piyasaya sürülen diğer bir glide path eğesi olan ProGlider (PG; Dentsply Maillefer) glide path eğesi, M-Wire NiTi alaşımından üretilmiş, 0.16 mm uç çapına, şaftı boyunca değişken taper açısına ve kare kesite sahip tek eğe sistemidir¹⁵.

Çalışmamızın amacı PathFile ve ProGlider döner eğeleri ile glide path oluşturulmasının, WaveOne döner NiTi tek eğe sisteminin şekillendirme etkinliğine etkisinin incelenmesidir. Çalışmamızın

hipotezi ise glide path döner eğeleri kullanımının, WaveOne döner NiTi tek eğe sisteminin şekillendirme etkinliğine etkisi olmayacağıdır.

Gereç ve Yöntem

Çalışmamızda 30 adet standart 0,02 koniklik açısına, 0.15 mm apikal çapa ve 16 mm çalışma boyuna sahip J şekilli rezin yapay kanallar (Endo Training Block; Dentsply Maillefer, Ballaugues, İsviçre) kullanıldı. Yapay kanalların kanal açıklıkları #10 K-file (Dentsply Maillefer) ile kontrol edildikten sonra rastgele 3 adet (n: 10) gruba ayrılarak aşağıdaki işlemler uygulandı:

Grup 1: WaveOne

Bu grupta bulunan kanallar glide path oluşturmaksızın WaveOne döner NiTi sisteminin Primary (25/.08) NiTi eğesi ile crown-down tekniğine uygun olarak tork kontrollü endodontik motor (VDW Reciproc Gold; VDW, Münih, Almanya) ile "WAVEONE ALL" programında kullanılarak şekillendirildi.

Grup 2: PathFile + WaveOne

Bu grupta bulunan kanallarda ilk önce PathFile sisteminin #13, #16 ve #19 numaralı eğeleri ile tork kontrollü endodontik motor (VDW Reciproc Gold) ile "DR CHOICE" programında 300 rpm ve 5 Ncm tork değerinde kullanılarak glide path oluşturuldu. Daha sonra kanallar WaveOne döner NiTi sisteminin Primary (25/.08) NiTi eğesi ile crown-down tekniğine uygun olarak tork kontrollü endodontik motor (VDW Reciproc Gold) ile "WAVEONE ALL" programında kullanılarak şekillendirildi.

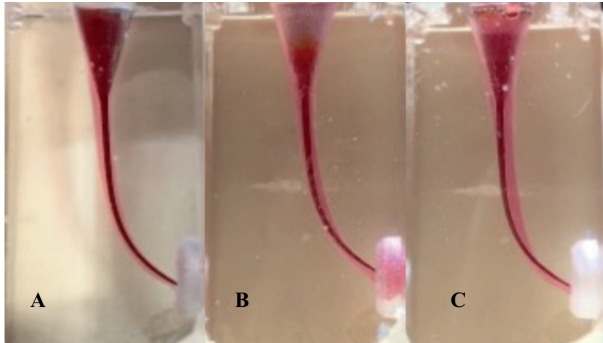
Grup 3: ProGlider + WaveOne

Bu grupta bulunan kanallarda ilk önce ProGlider eğesi ile tork kontrollü endodontik motor (VDW Reciproc Gold) ile "DR CHOICE" programında 300 rpm ve 5 Ncm tork değerinde kullanılarak glide path oluşturuldu. Daha sonra kanallar WaveOne döner NiTi sisteminin Primary (25/.08) NiTi eğesi ile crown-down tekniğine uygun olarak tork kontrollü endodontik motor (VDW Reciproc Gold) ile "WAVEONE ALL" programında kullanılarak şekillendirildi. Bütün işlemler NiTi döner eğelerin kullanımı konusunda deneyimli bir endodonti uzmanı (T.Ö) tarafından uygulandı. Her kanalın şekillendirilmesinde yeni eğe bir kullanıldı. Eğelerin kullanımı sırasında kanallar distile su ile irrige edildi. Toplamda 30 adet J şekilli yapay kanal şekillendirildi.

Yapay Kanalların Şekillendirilmesinin Değerlendirilmesi

Şekillendirme işlemine başlamadan önce bütün kanallar siyah mürekkep (Pelikan, İstanbul, Türkiye) ile boyandı. Daha sonra kanalların standart bir düzeneğe adapte edilmiş fotoğraf makinesi (Canon EOS 500D, Japonya) yardımıyla fotoğrafları alındı. Kanallara ilgili şekillendirme işlemleri uygulandıktan sonra kanallar kırmızı mürekkep (Pelikan, İstanbul, Türkiye) ile boyandı. Daha sonra boyanan yapay kanalların yeniden fotoğrafları alındı.

Kanalların işlem öncesi ve sonrası fotoğrafları bilgisayar programı kullanılarak (Pages; Apple Inc., Cupertino, CA, ABD) üst üste getirilerek karşılaştırılmış görüntüler elde edildi (Şekil 1).



Şekil 1. Pages (Apple Inc., Cupertino, CA, ABD) programı kullanılarak kanalların işlem öncesi ve sonrası fotoğraflarının karşılaştırılması (A: ProGlider + WaveOne; B: PathFile + WaveOne; C: WaveOne).

Aynı program vasıtasıyla bu karşılaştırılmış görüntülerin üzerine ölçüm için hazırlanmış ölçüm kalıbı yerleştirildi. Daha sonra görüntüler AutoCAD (Autodesk, San Rafael, CA, ABD) programına aktarılarak toplamda 22 noktada (11 iç kısım, 11 dış kısım) uzaklaştırılan rezin miktarının ölçümü gerçekleştirildi. Ölçüm noktaları 1 mm aralıklı olarak belirlendi; 0-3 noktaları api-

kal kurvatürü, 4-7 noktaları koronal kurvatürü ve 8-10 noktaları ise kanalın koronal bölümü olarak belirlendi.

İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin analizi SPSS 21 (IBM-SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) programı kullanılarak yapıldı. Verilerin normal dağılım gösterdiği Shapiro-Wilk testi ile belirlendi. Gruplar arasındaki fark tek yönlü varyans analizi ve post hoc Tukey testi yardımı ile incelendi. İstatistiksel önem seviyesi %5 olarak belirlendi.

Bulgular

Eğelerin meydana getirdiği kanal transportasyon miktarlarının ortalama değerlerine göre, gruplar arasında apikal (0-3 noktaları), orta (4-7 noktaları) ve koronal (8-10 noktaları) bölgelerde istatistiksel olarak fark bulunmadı ($P > 0,05$) (Tablo I).

Test edilen eğeler ile şekillendirilmiş kanalların ölçüm noktalarında gösterdiği kanal genişlik miktarlarının ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 2’de gösterilmiştir.

ProGlider + WaveOne grubunun (Grup 3) 3-6 noktaları arasında WaveOne grubundan (Grup 1) istatistiksel olarak daha az genişletme yaptığı tespit edildi ($P < 0,05$).

Kanal düzensizlikleri incelendiğinde WaveOne grubunda 1 örnekte basamak oluşumu gözlemlendi. Diğer gruplarda ise herhangi bir düzensizlik tespit edilememiştir.

Tartışma

Glide path oluşturulması rotasyon ya da reciprokasyon hareketiyle çalışan NiTi döner eğelerin kanalda güvenli bir şekilde kullanılabilmesi için önerilmektedir¹⁶. NiTi döner veya el eğeleriyle oluşturulan glide path, döner eğelerin kanalda maruz kaldığı vidalanma etkisi ve eğelerin üzerinde oluşan torsiyonel

Tablo I. Yapay kanalların şekillendirilmesi sonrası genişliklerinin ortalama ve standart sapma değerleri (mm).

	WaveOne (Grup 1)	PathFile + WaveOne (Grup 2)	ProGlider + WaveOne (Grup 3)
Apikal Üçlü	0,46 ± 0,05	0,46 ± 0,05	0,44 ± 0,04
Orta Üçlü	0,74 ± 0,09	0,74 ± 0,09	0,71 ± 0,08
Koronal Üçlü	0,86 ± 0,12	0,87 ± 0,11	0,87 ± 0,12

*Gruplar arasında istatistiksel fark yoktur ($P > 0,05$).

Tablo II. Yapay kanalların şekillendirilmesi sonrasında ölçüm noktalarında kanalların iç ve dış taraflarından kaldırılan ortalama rezin miktarları (mm).

Ölçüm Noktaları	WaveOne (Grup 1)		PathFile + WaveOne (Grup 2)		ProGlider + WaveOne (Grup 3)	
	İç	Dış	İç	Dış	İç	Dış
0	0,08 ± 0,01	0,17 ± 0,03 ^y	0,07 ± 0,01	0,16 ± 0,03 ^y	0,07 ± 0,01	0,1 ± 0,02 ^x
1	0,1 ± 0,01	0,25 ± 0,05 ^y	0,09 ± 0,01	0,23 ± 0,05 ^y	0,08 ± 0,01	0,14 ± 0,01 ^x
2	0,11 ± 0,02	0,26 ± 0,03 ^y	0,12 ± 0,02	0,25 ± 0,03 ^y	0,1 ± 0,01	0,16 ± 0,02 ^x
3	0,13 ± 0,03 ^b	0,23 ± 0,03	0,12 ± 0,03 ^{ab}	0,23 ± 0,03	0,11 ± 0,03 ^a	0,17 ± 0,03
4	0,26 ± 0,03 ^b	0,23 ± 0,02 ^{xz}	0,24 ± 0,03 ^{ab}	0,24 ± 0,02 ^{yz}	0,2 ± 0,02 ^a	0,22 ± 0,02 ^x
5	0,27 ± 0,03 ^b	0,25 ± 0,02 ^y	0,25 ± 0,03 ^{ab}	0,26 ± 0,02 ^y	0,23 ± 0,03 ^a	0,17 ± 0,03 ^x
6	0,25 ± 0,03	0,25 ± 0,04	0,26 ± 0,03	0,26 ± 0,03	0,24 ± 0,02	0,24 ± 0,02
7	0,25 ± 0,04	0,28 ± 0,03	0,26 ± 0,04	0,26 ± 0,03	0,25 ± 0,04	0,26 ± 0,04
8	0,25 ± 0,04	0,30 ± 0,04	0,27 ± 0,04	0,28 ± 0,04	0,25 ± 0,04	0,3 ± 0,04
9	0,29 ± 0,04	0,35 ± 0,05	0,28 ± 0,04	0,33 ± 0,04	0,27 ± 0,05	0,32 ± 0,05
10	0,31 ± 0,04	0,36 ± 0,04	0,3 ± 0,04	0,34 ± 0,04	0,29 ± 0,05	0,34 ± 0,05

*Farklı harfler ile işaretli değerler arasında istatistiksel olarak fark vardır (^{a,b} iç; ^{x,y} dış) ($P < 0,05$).

stresleri azaltarak, eğelerin kırılma riskini azaltacaktır¹³. Bu amaçla çalışmamızda PathFile ve ProGlider döner glide path eğe sistemleri ile glide path oluşturulmasının WaveOne döner NiTi eğelerinin şekillendirme etkinliği üzerine etkisi incelenmiştir.

Yapay rezin bloklar sağladığı standardize kanal sayesinde preperasyon sonrası kanal kurvatüründe oluşan değişimlerin direkt olarak analiz edilebilmesini mümkün kılmakta ve eğelerin şekillendirme etkinliklerinin değerlendirildiği çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır^{17,18}. Ayrıca çekilmiş dişlerin sahip olduğu anatomik varyasyonlar, grupların standardizasyonunu zorlaştırmakta ve gruplar arasında

sonuçlarının karşılaştırılmasını zorlaştırabilmektedir. Bu amaçla çalışmamızda eğelerin şekillendirme etkinliğinin karşılaştırılması için yapay kanallara sahip rezin bloklar kullanılmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, apikal ilk 2 mm'lik dış kısımda ve 3,4,5 mm'lik iç kısımda en fazla rezin glide path oluşturulmayan WaveOne grubunda uzaklaştırılmıştır. Lim ve ark., akrilik rezin bloklarda el eğeleri ile (K-file) glide path oluşturulmasının WaveOne ve Reciproc (VDW) döner NiTi eğelerinin şekillendirme etkisini inceledikleri çalışmalarında, WaveOne döner NiTi eğelerin glide path oluşturulduğunda kanal kurvatürünü apekten 1,2 mm uzaklıkta

istatistiksel olarak glide path oluşturulmayan gruba göre daha iyi koruduklarını bildirmişlerdir. Ancak Reciproc grubunda glide path oluşturulmasının kanal kurvaturünün korunmasına etkisinin olmadığı bildirilmiştir. Araştırmacılar aynı zamanda çalışma sonuçlarına göre WaveOne döner NiTi eğelerin kullanımından önce kanalların apikal çapın 0.15 mm'den büyük olacak şekilde hazırlanarak glide path oluşturulmasını önermişlerdir¹⁹. Çalışmamız sonuçlarıyla ortaya çıkan bu farklılığın eğelerin kullanımı öncesi glide path oluşturulmasının farklı sistemler ile (döner NiTi ve el eğeleri) yapılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda apikal 3, 4, 5 mm'lik mesafede iç kısımda en az materyali ProGlider uygulanan WaveOne grubu uzaklaştırmıştır. ProTaper Next eğelerinin ProGlider ve PathFile eğeleriyle glide path oluşturulduğu durumlarda kanal transportasyon miktarını inceleyen bir çalışmada, apikal 3 ve 5 mm'lik mesafede ProGlider uygulanan grupta daha az transportasyon olduğu bildirmiştir. Araştırmacılar ortaya çıkan sonuçların nedeni olarak ProGlider ile glide path oluşturulduğu durumda ProTaper Next döner NiTi eğesi üzerinde oluşan stres miktarının azalmasına bağlamıştır²⁰. Benzer sonuçların nedeni olarak ProGlider eğesinin PathFile eğesine göre ön genişletmeyi daha merkezi bir şekilde yapması olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda, iç ve dış kısımlardan uzaklaştırılan rezin miktarları farklılık göstermesine rağmen elde edilen kanal genişlikleri apikal, orta ve koronal üçlüde benzerlik göstermekte ve istatistiksel olarak farklılık bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızın sıfır hipotezi ret kabul edilmiştir.

Çalışmamız sonuçlarından farklı olarak, Berutti ve ark., WaveOne döner NiTi eğelerinin kullanılmasından önce PathFile eğeleriyle glide path oluşturulduğu durumda kanal transportasyonunun istatistiksel olarak daha az olduğunu bildirmişlerdir¹⁶. Ortaya çıkan farklı sonuçların, çalışmalarda farklı NiTi döner eğelerin kullanılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamız sonuçlarını destekler şekilde, Zanette ve ark., 2014 yılında yaptıkları çalışmada ProTaper Universal (Dentsply Maillefer) eğelerinin kullanılmasından önce, PathFile eğeleriyle glide path oluşturulmasının, ProTaper Universal eğelerin meydana getirdiği apikal transportasyonu etkilemediğini bildirmişlerdir²¹. Benzer şekilde Coelho ve ark., glide path oluşturulmasının WaveOne döner NiTi ve Reciproc eğelerin meydana getirdiği transportasyon miktarını istatistiksel olarak etkilemediğini bildirmişlerdir²².

Sonuç

Çalışmamızın sınırları dahilinde ProGlider ve PathFile eğeleri kullanılarak glide path oluşturulmasının WaveOne döner NiTi eğelerinin transportasyon miktarını etkilemediği bulunmuştur.

İletişim Adresi:

Araş. Gör. Dr. Taha ÖZYÜREK
Ondokuz Mayıs Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi,
Endodonti Anabilim Dalı,
Atakum, Samsun, Türkiye
e-mail: tahaozyurek@hotmail.com
Tel: 0 362 312 19 19-3002

KAYNAKLAR

1. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 2004;30:559-67.
2. Cheung GSP, Liu CSY. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *J Endod* 2009;35:938-43.
3. Loizides AL, Kakavetsos VD, Tzanetakakis GN, Kontakiotis EG, Eliades G. A comparative study of the effects of two nickel-titanium preparation techniques on root canal geometry assessed by microcomputed tomography. *J Endod* 2007;33:1455-9.
4. Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *J Endod* 2007;33:1155-62.
5. Hulsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Top* 2005;10:30-76.
6. Gambill JM, Alder M, del Rio CE. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J Endod* 1996;22:369-75.
7. Coleman CL, Svec TA. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J Endod* 1997;23:232-5.
8. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34:1003-5.
9. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, et al. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J* 2011;44:337-41.
10. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *Int Endod J* 2012;45:614-8.
11. Kiefner P, Ban M, De-Deus G. Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *Int Endod J* 2014;47:430-6.
12. Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, et al. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod* 2005;31:114-6.
13. Ha JH, Park SS. Influence of glide path on the screw-in effect and torque of nickel-titanium rotary files in simulated resin root canals. *Restor Dent Endod* 2012;37: 215-9.
14. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, et al. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod* 2009;35:408-12.
15. Nakagawa RK, Alves JL, Bueno VT, Bahia MG. Flexibility and torsional behaviour of rotary nickel-titanium PathFile, RaCe ISO 10, Scout RaCe and stainless steel K-File hand instruments. *Int Endod J* 2014;47:290-7.
16. Berutti E, Paolino DS, Chiandussi G, et al. Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *J Endod* 2012;38:101-4.
17. Merrett SJ, Bryant ST, Dummer PM. Comparison of the shaping ability of RaCe and FlexMaster rotary nickel-titanium systems in simulated canals. *J Endod* 2006;32:960-2.
18. Lim KC, Webber J. The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. *Int Endod J* 1985;18:240-6.
19. Lim YJ, Park SJ, Kim HC, Min KS. Comparison of the centering ability of WaveOne and Reciproc nickel-titanium instruments in simulated curved canals. *Restor Dent Endod* 2013;38:21-5.
20. Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path. *J Endod*;2014 40:2053-6.
21. Zanette F, Grazziotin-Soares R, Flores ME, et al. Apical root canal transportation and remaining dentin thickness associated with ProTaper Universal with and without PathFile. *J Endod* 2014;40:688-93.
22. Coelho MS, Fontana CE, Kato, et al. Effects of Glide Path on the Centering Ability and Preparation Time of Two Reciprocating Instruments. *Iran Endod J* 2016;11:33.



Diş Hekimliğinde Kullanılan Termoplastik Rezinler
Thermoplastic Resins in Dentistry

*Doğu Ömür DEDE**, *Şafak KÜLÜNK***, *Onur ŞAHİN****

ÖZET

Polimetilmetakrilat materyalinin yeter-
siz çarpma ve bükülme direncine karşın, çok
daha esnek ve güçlü özelliklere sahip olan ter-
moplastik materyaller, bu materyalinin yerine
kullanılabilecek en iyi alternatiflerdendir. Po-
limerizasyon işlemlerinin sonrasında geleneksel
polimetilmetakrilat türevlerine göre çok az ya da
hiç artık monomer kalmaması, biyouyumlu ol-
ması, düşük alerji potansiyeli taşıması, daha estetik
ve doğal görünüme sahip protezlerin yapılmasına
olanak vermesi avantajları arasındadır. Ancak
uygulamadaki bazı zorlukları metal alt yapı
konvansiyonel protezlere göre tamamen üstün
özelliklere sahip olmasını sınırlandırmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Akrilik rezinler, Termoplastik
rezinler.

ABSTRACT

Flexible and high strength thermoplastic
materials are the best alternatives to the polymeth-
ylmethacrylate resins that have insufficient impact
and flexural strength properties. The advantages of
this material are; having a few or no residual mono-
mer after polymerization process compared to the
conventional polymethylmethacrylate resins, being
biocompatible, having low allergy potential and
obtaining more natural and aesthetic appearance
for prosthesis. However, some difficulties in the
application limits this material to have completely
superior properties compared to the conventional
protheses that have metal framework.

Key Words: Acrylic resins, Thermoplastic resins.

*Yrd. Doç. Dr., Ordu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi A.D., Ordu.

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

***Yrd. Doç. Dr., Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi A.D., Zonguldak.

Giriş

Polimetilmetakrilat (PMMA) rezinler veya kopolimerleri, günümüzde hareketli bölümlü protez (HBP) kaide materyali yapımında en çok tercih edilen materyallerdir. Bu materyallerin viskoelastik özelliklerinin ağız içi sıcaklığına uygun olması, düşük su emilimi ve çözünürlük göstermesi, makul derecede düşük toksite göstermesi, estetik sonuçlarının yeterli, polimerizasyon tekniklerinin daha basit olması, kırılan parçalarının kolay ve hızlı bir şekilde tamir edilebilmesi gibi pek çok avantajı bulunmaktadır. Bununla birlikte, PMMA artık monomerine bağlı gelişen aşırı duyarlılık ve alerjik reaksiyonlar ve PMMA materyalinin aşınma ve çarpma dirençlerinin yetersiz olması gibi önemli dezavantajları bulunmaktadır¹⁻⁴.

Tam olarak polimere dönüşmemiş monomer yapılar olan rezidüel (artık) monomerler, oral mukozada irritasyon, inflamasyon ve alerjik cevap oluşmasında potansiyel rol oynarlar. Klinik semptom ve görüntüler genellikle, mukoza ve damakta ortaya çıkan eritem, erozyon ve yanma hissi şeklinde ortaya çıkmaktadır^{1,2}. Karışımdaki monomer oranının artması, karışımın polimerizasyon aşamasında suda daha kısa bekletilmesi ve PMMA'nın ısı yerine daha çok kimyasal yolla polimerize edilmesi kaidede daha fazla artık monomer kalmasına ve hastalarda daha fazla sitotoksik reaksiyonlar görülmesine yol açmaktadır^{2,4}. PMMA'nın diş hekimliğinde 50 yılı aşkın yaygın kullanımına paralel olarak ortaya çıkan alerji vakaları, pek çok akrilat materyalinin in-vitro ve in-vivo çalışmalarla değerlendirilmesine ve sayısız sonucun ortaya çıkmasına neden olmuştur⁵⁻⁷. Kanevra ve ark., 30 farklı akrilat materyalini 275 hasta üzerinde 10 yıllık süreçte test ettikleri çalışmalarına göre, 48 hastanın (%17,5) bu materyallerden en az birine karşı alerjik reaksiyon gösterdiğini bildirmişlerdir⁵. 2-hidroksietil akrilat (2-HEA, %12,1) ve 2-hidroksipropil akrilatın ise en fazla alerjik reaksiyona neden olan materyaller olduğunu bildirmişlerdir^{5,6}. Benzer bir çalışmada ise, en fazla alerjik reaksiyona di-metilakrilat, MMA, 2-hidroksietil metakrilat ve trietilen glikol metakrilat materyallerinin neden olduğu bildirilmiştir⁶. Yine konu ile ilgili benzer çalışmalarda, geleneksel kaide rezinleri ile çalışan laboratuvar teknisyenlerinde, cilt alerjisi görülme olasılığının normal bireylere oranla 8 kat daha fazla olduğunu bildirilmiştir⁵. Günümüzde rezidüel monomerlere (MMA) bağlı gelişen alerji prob-

lemlerinin üstesinden gelebilmek için geliştirilmiş, MMA yerine di-üretan di-metilakrilat, poliüretan, polietilenterefitalat ve polibütilenterefitalat gibi hipoallerjik rezinler içeren pek çok hipoallerjik kaide materyalleri bulunmaktadır^{6,7}. Ancak bu materyallerin kullanımı da tam olarak artık monomer ve buna bağlı alerjik reaksiyon riskini ortadan kaldırmamaktadır. Üretici firmalar, kaide materyali içerisinde kalabilecek artık monomer oranının düşürülebilmesi ve alerji riskinin azaltılabilmesi için daha çok üretin prosedürünün değiştirilmesi, termoplastik materyallerin kullanılması ve ısı yerine mikrodalga ile polimerizasyon tekniklerinin kullanılmasını önermektedirler^{1,6}. Ayrıca bazı araştırmacılar, polimerizasyon derecesinin, süresinin artırılması, protezin hazırlanması sonrasında suda bekletilmesi ve protez yüzeylerinin daha iyi parlatılarak yüzey özelliklerinin geliştirilmesi gibi işlemlerin protezden salınacak artık monomer oranını düşüreceğini bildirmişlerdir^{6,8}.

PMMA materyalinin aşınma ve çarpma dirençlerinin yetersiz olması, özellikle esneme yorgunluğu ve darbelere bağlı olarak protez kaidesinde kırıklar ve çatlaklarla karşılaşılmasına yol açmaktadır⁹. Esneme yorgunluğu, materyalin defalarca tekrarlayan esnemesi sonucunda oluşmaktadır. Devam eden yüklemeler ile gelişen mikro çatlaklar, fissür şeklinde kaynaşarak materyali zayıflatmakta ve materyalin mekanik kapasitesini aşan son bir yükleme sonucunda da katastrofik yorgunluk gerçekleşerek kendini çoğu kez orta hat kırıklarıyla göstermektedir⁹⁻¹¹. Darbelere bağlı gelişen kırıklar ise çoğu zaman ağız dışında gelişen kazalar sonucunda, protezlerin sert bir zemine çarpması ile gerçekleşmektedir¹². Kaide materyallerinin polimerizasyon yöntemlerinin mekanik özellikleri üzerinde önemli etkileri olduğu bildirilmiştir. Yapılan çalışmalarda, mikrodalga yöntemi ile polimerize edilmiş kaide materyallerinin mekanik özelliklerinin konvansiyonel olarak polimerize edilenlere göre daha başarılı olduğu bildirilmiştir⁷. Kaide materyallerinin su emilimi ve çözünürlüğü gibi özellikleri de, materyallerin boyutsal stabilitesine etki ederek internal stres alanlarının ve devamında da mikro çatlaklar ve kırıkların oluşmasına neden olabilmesi açısından son derece önemlidir. Bu nedenle ideal bir kaide materyalinin su emilim ve çözünürlük özelliklerinin olabildiğince düşük olabilmesi beklenmektedir^{7,13,14}. Kaide materyaline ait çarpma ve bükülme direnci, protezin uzun ömrünü belirle-

mesi açısından önemli mekanik özellikleridir^{9,11}. Protezlerin kırılma oranları ve kırık tipleri hakkında yapılan birçok çalışma bulunmaktadır. Hargreaves'in yapmış olduğu bir çalışmada, total protezlerin %63'ünde ilk üç yıllık kullanım sürecinde kırılmaların gözlendiği ve bölümlü protezlerde ise bu oranın çok daha yüksek olduğu bildirilmiştir⁹.

PMMA materyalinin bu olumsuz özellikleri yanında, tek başına veya metal iskelet alt yapılarla beraber kullanılmasıyla yapılan bölümlü protezlerde; metal kroşe ve tırnakların neden olduğu estetik problemler, tutucu elemanlarının destek dişlere fazlaca yıkıcı kuvvet iletmesi, iskelet elemanlarında metal yorgunluğuna bağlı gelişen deformasyonlar, kırıklar, kaide kırıkları, değersiz metal alaşımları ve kaide materyalinin artık monomerlerine karşı gelişen alerjik reaksiyonlar gibi pek çok olumsuz durum gözlenebilir⁸. Bu olumsuzlukların giderilebilmesinde, son elli yıldır kullanılmakta olan termoplastik materyaller, geleneksel metal kaideli veya klasik bölümlü protezlerin yapımında önemli birer alternatif teşkil etmektedirler.

Kaide materyallerinde gözlenen başarısızlıklarını elimine edilmesi amacıyla üzerinde en çok durulan yöntem kaide materyallerinin güçlendirilmesi olup, bu amaç için geliştirilmiş yöntemler temelde üç ana başlıkta toplanmaktadır: PMMA yerine kullanılacak, termoplastik naylon gibi alternatif materyallerin geliştirilmesi; PMMA materyalinin kauçuk ilave edilerek kimyasal olarak modifiye edilmesi; PMMA'nın karbon fiber, cam fiber ve polietilen gibi değişik materyaller ilave edilerek fiziksel olarak güçlendirilmesi^{4,7,9,11,15}.

1. Termoplastik Materyallerin Avantaj, Dezavantaj ve Kullanım Alanları

Pek çok geleneksel toz ve likit sistemine göre termoplastik materyallerin ve Co-polimerlerinin bir çok avantajı mevcuttur. Bu önemli avantajlarından biri, termoplastik materyallerin en yaygın kullanım alanı olan bölümlü protezlerde, geleneksel metal iskelet ve kaide materyallerine göre çok daha estetik ve doğal görünüme sahip protezlerin yapılmasına olanak vermeleridir. Geleneksel protezlerde gözlenen estetik problemlerin giderebilmesi için; metal kroşelerin diş rengindeki rezinlerle kaplanması, kroşelerin linguale pozisyonlandırıldığı sistemler, mesial yerine distale yerleştirilen kroşe sistemleri gibi

seçenekler de bulunmaktadır^{16,17}. Ancak bu yöntemler, gerek mekanik gerekse de biyolojik yeterliliklerinden dolayı oldukça sınırlı bir uygulama alanına sahiptir¹⁶. Bu tür protezlerde estetik olarak güzel sonuç alabilmenin bir diğer yolu da hassas veya teleskopik tutuculardan faydalanılması olup bunların da; destek dişlerde fazlaca preparasyon gerektirmeleri, maliyetlerinin yüksek, fabrikasyon işlemlerinin zor olması ve hassasiyet gerektirmesi, planlama ve fabrikasyon aşamalarının doğru yapılmaması durumunda ayak dişlere çok fazla yıkıcı kuvvet iletmeleri gibi dezavantajları bulunmaktadır^{18,19}. Bu nedenle, termoplastik materyaller, bölümlü protezlerin yapılması gerektiği olgularda, estetik beklentileri karşılayabilecek önemli birer alternatiftirler.

Termoplastik materyallerin en önemli avantajlarından biri de PMMA ve türevlerinin aksine, polimerizasyon işlemlerinin ardından çok az ya da hiç artık monomer kalmamasıdır. Bu sayede daha düşük alerji potansiyeli taşıyan, biyo-uyumlulukları daha iyi olan protezlerin yapılabilmesi mümkün olmaktadır^{1,2,17,20}. Yapılan pek çok çalışmada, toplumun azımsanmayacak bir bölümünde artık monomer içeren materyallere karşı gelişen aşırı duyarlılık ve alerji olguları bildirildiği göz önünde bulundurulduğunda, bu materyallerin ne kadar önemli birer alternatif teşkil ettikleri anlaşılabilir^{5-7,21}.

PMMA materyalinin yetersiz çarpma ve bükülme direncine karşın, çok daha esnek ve güçlü özelliklere sahip olan termoplastik materyaller, daha önce de belirtildiği üzere PMMA materyali yerine kullanılacak en iyi alternatiflerdendir^{9,11,17}. Yapılan çalışmalar poliyamide kaide materyalinin konvansiyonel PMMA ile karşılaştırıldığında elastik modülüs ve bükülme direncinin (%40-50) çok daha düşük olduğunu göstermiştir. Bununla beraber polietilen terafitalat ve polikarbonat kaide materyallerinin ise poliyamide göre bükülme dirençlerinin daha yüksek, ancak PMMA'dan düşük olduğu bildirilmiştir. Bu sonuç, poliyamide materyalinden yapılan protezlerin özellikle derin undetcutlara sahip diş ve destek dokuların bulunduğu olgularda rahatlıkla kullanılabilceği, ancak polietilen terafitalat ve polikarbonat materyalinden yapılan protezlerin bu olgularda destek dişler üzerinde takıp çıkarma esnasında aşırı stres oluşturacağı şeklinde yorumlanmıştır^{7,20,22}. Bu materyallerin ayrıca, değişik solventlere karşı gösterdikleri çözünme ve sünmeye dirençleri oldukça yüksek ve doku adap-

tasyonları da son derece iyidir. Kaide materyalinin esnek yapısı sayesinde proteze gelen kuvvetler dişler, yumuşak dokular ve alveol kemiğine dengeli olarak dağıtılabilmekte, bu dokularda yıkıma neden olacak aşırı kuvvetlerin miktarı azaltılmaktadır. Termoplastik materyallerinden hazırlanan kaideler bu esnek yapılarını uzun süre muhafaza edebilecek dirence sahip olmakla beraber, gerektiğinde içeriğe kauçuk, cam, karbon partikülleri ve yüksek elastik modülüse sahip polietilen fiberler eklenerek fiziksel özelliklerini daha da arttırılmak mümkündür^{7,9,17}.

Konvansiyonel muflalama teknikleri ile PMMA ve türevlerinden elde edilen protezlerde, fabrikasyon işlemleri esnasında ısıtma sonucu termal genleşme, soğuma sonucu büzülme ve polimerizasyon büzülmesi gibi kaçınılmaz boyutsal değişiklikler yaşanmaktadır^{20,23}. Konvansiyonel muflalama teknikleri kullanılması sonucu bitmiş bir protezde gözlenen ortalama %0,4'lük bu boyutsal sapmanın ortadan kaldırılabilmesi için Pryor; polimerizasyon ve termal büzülme sonucunda ortaya çıkan boşluğun, polimerize olmamış akriliğin basınçla muflaya gönderilerek kompanze edildiği enjeksiyonlu muflalama tekniğini geliştirmiştir. Enjeksiyon muflalama tekniği böylece polimerizasyon işleminin direk olarak kontrol edilebilmesine olanak vermektedir²³. Günümüzde termoplastik materyaller kullanılarak elde edilen protezlerin fabrikasyon işlemlerinde de çok daha az boyutsal değişim ve distorsiyon gözleendiği bildirilen bu enjeksiyonlu muflalama yöntemleri kullanılmaktadır^{20,23}. Enjeksiyonlu ve konvansiyonel muflalama yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalara göre; bu iki sistemin uygulama süreleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken, enjeksiyonlu yöntemde çok daha az boyutsal değişim gözlenmiş ve protezin uyulma işlemleri için geçen süreler açısından enjeksiyonlu yöntemleri çok daha başarılı bulunmuştur. Günümüzde çok daha uyumlu protez kaideleri elde edebilmek için, enjeksiyonlu muflalama tekniklerine uygun pek çok kaide materyali ve enjeksiyonlu polimerizasyon tekniği geliştirilmiştir^{22,23}.

Termoplastik materyallerden yapılan protezlerde, gerektiğinde yeniden enjeksiyon işlemi ile tamir ve astarlama yapmak da mümkündür. Ayrıca termoplastik materyaller tek başlarına kullanılabilirler gibi diğer materyallerle kombine kullanıldıkları zaman protezleri güçlendirir, elastikiyetini artırır, ağırlığını azaltır, protez parçalarının doku ve diş rengine uyumunu arttırır ve periyodik

olarak aktive edilme ihtiyacı duymaz, elastikiyetlerini uzun süre muhafaza edebilirler²⁴.

Termoplastik materyallerin pek çok estetik, biyolojik mekanik avantajları yanında bazı olumsuz özellikleri ve zorlukları da bulunmaktadır. Özellikle kaide materyali olarak kullanıldıklarında uzun dönemde gözlenen renk değişiklikleri, lekelenme, yüksek oranda su absorpsiyonu ve boyutsal değişim görülmesi sonucunda yüzey yapısının daha fazla gıda ve mikroorganizma tutulumuna olanak vermesi ve buna bağlı gelişen olumsuzluklar bunlardan en önemlileridir. Ayrıca hazırlanabilmeleri için ilave ekipmana ihtiyaç duyulması, yüksek maliyet ve zaman gerektirmesi, ağız hazırlığına ihtiyaç duyulması, tamir ve besleme yapılma güçlüğü gibi zorlukları da mevcuttur^{6,13,14}. Kullanılan akrilik veya kompozit içerikli dişlerle termoplastik kaide materyalinin kimyasal olarak bağlanamayıp, tutuculuğun sadece mekanik olarak dişler üzerinde açılan yuva ve yivlerden elde edilmesi, özellikle inter-okluzal mesafenin sınırlı olduğu olgularda retansiyon problemlerine, yapay dişin kırılması ve kaybedilmesine yol açabilmektedir²⁵. Bununla beraber termoplastik naylon materyalinin içerisinde bulunan fiber liflerinin zamanla sertleşmesine bağlı olarak, materyalin esnekliğinde azalma görülebilmektedir. Ayrıca termoplastik naylon materyallerinde, polimerizasyon sonrasında gözlenen boyutsal değişim miktarının geleneksel akriliklere göre 2,8 kat daha fazla olduğu ve enjeksiyon sonrasında uygun rehidratasyon işlemleri uygulanmayan protezlerde daha sık uyumsuzluklar ile karşılaşıldığı bildirilmektedir²⁰.

Termoplastik rezinlerin kaide materyali olarak kullanılması, parsiyel dişsiz arkın tipi ve okluzal ilişki; hareketli bölümlü protez yapım ve dizaynını etkileyen faktörler; oral hijyen durumuna bağlı olarak sınırlandırılmakta veya kontrendike olmaktadır. Termoplastik rezinler, vertikal durdurucuların (okluzal tırnak) bulunmadığı veya az sayıda diş desteği bulunan parsiyel dişsiz olgularda kullanıldığında, kaide plağının rezidüel krete doğru gömülmesi, rotasyonu, rezin kroşelerde aşırı yük birikmesi, deforme olması ve kırılması gibi problemler ortaya çıkmaktadır. Bu problemler özellikle bükülme direncinin çok daha düşük olduğu naylon gibi termoplastik rezinlerin kullanılması, destek dişlerin lokalizasyonu, karşıt çenedeki dentisyonun durumu, molar okluzal desteğin bulunmaması, okluzal pozisyonun stabil olmaması,

parafonksiyonel alışkanlıklar-buriksizm, kaide altındaki kretin aşırı rezorbsiyonu veya mukozanın ince, gevşek epitelle örtüldüğü, bağ dokusunun kalın olduğu anormal durumlarda daha fazla ortaya çıkabilmektedir^{7,20,22,25}.

Bununla beraber, termoplastik rezin kroşeler metal kroşelerin aksine hem diş hem de gingival marjin ile temasta olacak şekilde dizayn edilmektedir. Klinik kron boyunun çok kısa olduğu, labial diş konturu ve vestibül sulkusun yetersiz veya derin doku undercutlarının bulunduğu olgularda bu kroşelerin uygun şekil-genişlikte hazırlanmaları mümkün olmamaktadır. Oral hijyenin düşük olduğu olgularda destek diş ve labial-bukkal mukozayla geniş bir alanda temasta olan bu kroşeler, diş çürükleri ve periodontal problemlerin artmasına yol açmaktadır. Ayrıca rezin materyalinde gözlene bozulma ve deformasyonlar ise dental plak tutulumunu arttırarak protezin temizlenebilirliğini azaltmaktadır²⁵.

Termoplastik rezinler bu özellikleri göz önünde bulundurularak diş hekimliğinde; önceden hazırlanmış bölümlü protez kroşe materyali, tek parça preslenmiş bölümlü protez iskelet alt yapısı, tek parça preslenmiş bölümlü protez kaide materyali, fiber destekli sabit protez materyali, geçici kron köprü materyali, konuşma terapisi apareyi, ortodontik braket ve tutucu materyali, ölçü kaşığı ve kalıp materyali, okluzal splint ve uyku apnesi apareyi materyali, implant üstü protezlerde abutment materyali olarak kullanılabilir^{17,20,21,26,27}.

2. Termoplastik Materyallerin Gelişimsel Tarihi

Piyasaya sunulmuş olan ilk termoplastik materyal, florokarbon kökenli bir polimer olan floropolimer yapıdaki Flexite'dir. Bu materyal polytetrafluoroethylene (teflon) yapıda bir çeşit plastiktir ve aynı şirketin adıyla anılan hızlı enjeksiyon sistemi de yine bu materyalle beraber ilk olarak 1962 yılında sunulmuştur^{17,21,28}. Daha sonra piyasa çıkmış olan Valplast ise yarı saydam ve çok daha esnek yapıda bir termoplastik materyal olarak, yumuşak doku görünümümlü parsiyel protez materyali olarak kullanıma sunulmuştur. Bu materyal, dişler üzerine oturan konvansiyonel restlerin yapımı için yeterli dayanıklılıkta olmamasına rağmen, elastikiyetinin son derece yüksek olmasının hasta memnuniyeti için önemli bir avantaj olarak sunulmuştur^{17,21,28}. 1971 yılında geliştirilmiş olan asetal rezin materyali ise parsiyel protezler için, kırılmayan ter-

moplastik rezin materyali olarak tanıtılmıştır. Aynı dönemlerde, hızlı enjeksiyon sistemiyle üretilen ilk diş rengindeki floropolimer termoplastik materyalden yapılan kroşe sistemi de sunulmuştur. 1986 yılında ise Dental 'D' şirketi tarafından, asetal rezin materyalinden yapılan ilk diş rengindeki kroşe sistemi sunulmuştur. Bu kroşeler esneyebilir özellikte oldukları için periyodik olarak sıkıştırılarak gerilmeleri gerekmemekte ve diş renginde olduklarından hasta tarafından daha kolay kabul edilmektedirler^{16,21,28}. 1990' ların başında ise, Dentsply tarafından geliştirilen bir yöntemle hem diş rengindeki kroşe, hem de tüm parsiyel protez iskelet alt yapıyı tek parça olarak enjeksiyon yöntemiyle asetal rezin materyalinden elde etmek mümkün olmuştur. 1992 yılında Flexite şirketi tarafından, termoplastik naylon materyali kullanılarak (Flexite Supreme) ilk defa önceden hazırlanmış olan diş renginde kroşeler üretmiştir. Bunlar Clasp-Eze olarak bilinmekte olup değişik diş renk, pembe tonlarında seçeneklere sahiptirler. Dentsply şirketi, enjeksiyon sistem parsiyel protezlerdeki başarıyı arttırmak için, yakın geçmişte Success FRS'yi (flexible rezin sistemi) tanıtmıştır. FRS sistemi, flexible parsiyel protezler için doku renginde termoplastik rezinleri kullanmaktadır. Estetik mükemmeliyeti sağlayabilmek için günümüzde asetal, akrilik ve polikarbonat materyaller, enjeksiyon sistemleriyle beraber kullanılabilirler^{21,28}.

Günümüzde en çok kullanılan termoplastik materyaller; termoplastik asetal (polioksimetilen), polikarbonat, akrilikler ve naylon (polyamide)'dur^{6,7,9,11,21,28}.

3. Termoplastik Asetal

HBP'lerde estetik, diğer tüm restorasyonlarda olduğu gibi hastaların üzerinde en çok durdukları, başarıyı belirleyen en önemli faktörlerden biridir. Günümüzde HBP'lerde kullanılan farklı tipte pek çok polimer ve metal alaşımı bulunmaktadır^{16,29}. HBP'lerde iskelet ve kroşe materyali olarak çoğunlukla, kobalt-krom (Co-Cr), titanyum ve altın alaşımları kullanılmakta ancak bu materyallerin görünümümleri protezin estetik kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir. Bu olumsuzluğun giderilmesi için geliştirilmiş olan asetal rezin materyali kullanılarak, dişlerle uyumlu renklere kroşeler hazırlanması ve üst düzey bir estetik görüntü sağlanması hedeflenmektedir^{16,29}. Diş hekimliğinde 1986 yılından beri kullanılmakta olan ve

asetal rezin olarak bilinen polioksimetilen (POM), formaldehitin polimerizasyonu ile oluşturulmaktadır. Oksijen molekülleri arasındaki metil gruplarının artırılması ile oluşan bir homo-polimer zinciridir. Asetal materyalinin homo polimer formunun kısa, kopolimer olarak hazırlanan formunun ise uzun dönem mekanik özellikleri son derece iyidir^{16,21,28-30}. POM materyali yüksek çarpma direncine sahip (23°C' de 69-122J/m), organik solventler, petrol ürünleri, alkaliler, sıcak ve soğuk suda çözünmeye oldukça dirençlidir¹⁶. Asetal rezin materyalinin; son derece estetik, dayanıklı, kırılmaya karşı oldukça dirençli, esneme özelliğine sahip ve biyo-uyumluluğu iyi olan bir materyal olması sayesinde, özellikle değersiz metal alaşımlarına karşı alerjik reaksiyonların geliştiği veya estetik sorun teşkil ettiği olgularda alternatif iskelet alt yapı, retantif kroşe, konnektör ve bölümlü protez kaide materyali olarak kullanılabilir^{16,21,28,29}.

Estetik açıdan metal alt yapı materyallerine karşı çok daha üstün olan asetal rezin materyalinin, fiziksel ve mekanik açıdan ne kadar başarılı olduğunu anlamaya yönelik yapılmış pek çok çalışma bulunmaktadır^{16,29-31}. Bu çalışmaların büyük bir bölümünde kroşe materyalleri ve tasarım prensipleri klinik şartlarıyla ilişkilendirilerek değerlendirilmiş, tekrarlayan yüklemeler ve takma-çıkarma işlemleri sonucu kroşelerin uzun dönemdeki etkinlikleri ve dayanak dişler üzerindeki etkileri incelenmiştir^{29,32}. Asetal rezin (Flexite MP) ve döküm Co-Cr kroşelerin mekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmaya göre; asetal rezin tutucuların sertlik ve orantı limitlerinin Co-Cr kroşelere göre önemli bir farklılığının olmadığı ve tekrarlayan stresler sonucunda ise asetal rezin kroşelerin aksine Co-Cr kroşelerde 0,125 mm civarında bir aralanma ve deformasyon gözlemlendiği bildirilmiştir³¹. Öte yandan, asetal rezin (Thermoflex) ve farklı Co-Cr alaşımlarından (Ticonium Co, Premium 100) yapılan direk tutucuların tekrarlayan yüklemelere bağlı gelişen deformasyonlarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmaya göre ise; asetal rezin tutucuların okluzal planda daha fazla deformasyon göstermiş olduğu, fasiyal planda ise Co-Cr kroşelerle aralarında anlamlı bir farklılığın olmadığı bildirilmiştir³⁰. İki çalışmaya göre de, asetal rezin materyalinin elastik modülüsünün Co-Cr alaşımlara göre daha düşük olmasından dolayı bu materyalden yapılacak olan direk tutucuların etkinliklerinin daha az olacağı bildirilmiştir^{30,31}. Asetal rezin materyali, geçici restoratif materyal olarak

kullanıldığında, okluzal örtücülüğü ve okluzal kuvvetlere karşı direnci son derece iyidir. Ancak, materyalin bu dirençli yapısının yanında, doğal translusensiye, termoplastik akrilik ve polikarbonatların sahip olduğu canlı görünüme sahip olamaması gibi önemli dezavantajları mevcuttur^{21,28}.

4. Termoplastik Polikarbonat

Polikarbonat rezinler, biyo-uyumlulukları, üstün estetik ve uygun mekanik özellikleri sayesinde diş hekimliğinde her geçen gün daha fazla kullanılmakta olan biyo-materyallerdir³⁰. Polikarbonatlar diş hekimliğinde çoğunlukla estetik ortodontik braket ve geçici kron materyali olarak kullanılmaktadır. Bisfenol-A (BPA), pek çok aromatik polikarbonat matriks elde edilmesi için kullanılan en temel hammaddedir^{21,28,32}. Dört elemanlı karbon atomları ve benzen halkalarından oluşan aromatik polikarbonat yığınları, alifatik polikarbonatlarla karşılaştırıldığında daha sağlam zincirler oluşturarak, daha sağlam, sert ve biyolojik bozulmaya karşı daha az duyarlı bir yapı oluşturur. Bununla beraber alifatik polikarbonatların, yüksek çarpma direncine, kırılma olmadan uzun bir plastik deformasyon aralığına, mükemmel optik özelliklere sahip olması ve fabrikasyon prosedürünün çok daha kolay olması, bu materyali komponent üretiminde daha çekici kılmaktadır^{32,33}.

Doldurucu içermeyen ilk polikarbonat ortodonti braketlerde sıklıkla boyutsal değişim, renk değişimi ve boyanma gibi olumsuzlukların ortaya çıktığı bildirilmiş, bu olumsuz sonuçların üstesinden gelebilmek için materyal içeriğine yeni geliştirilmiş cam partikülleri veya cam fiber ilave edilerek güçlendirme işlemi uygulanmaktadır³². Ayrıca polikarbonatların, geçici kron köprü materyali olarak kısa ve orta dönemde hem fonksiyonel hem de estetik olarak iyi sonuç vermesine rağmen, okluzal kuvvetler karşısında yeterli dirence sahip olamamaları, bölümlü protez alt yapı materyali olarak kullanılmalarını oldukça sınırlı kılmaktadır^{21,28,34}. Ayrıca, endokrin bozukluklar hakkında yapılan bazı çalışmalara göre; polikarbonat kökenli materyallerde bulunan BPA'nın östrojenik aktiviteyle ilişkisi olduğu bildirilmiştir³⁴⁻³⁶. Organizmada bulunacak BPA gibi yabancı kimyasalların hormon gibi davranarak östrojen mekanizmasını inhibe edeceği, hormon sekresyonu ve yeniden üretimini etkileyeceği bildirilmiştir³⁵. Dental materyaller ve endokrin bozukluklar arasındaki ilişkiyi inceleyen ilk çalışma-

da; temel olarak bisfenol-A diglisidilmetakrilat (Bis-GMA) içeren bir rezin fissür örtücü materyali uygulanan hastaların tükürüklerinde BPA materyalinin tespit edildiği bildirilmiştir³⁷. Yine polikarbonat içeren değişik dental materyallerdeki total ve salınan BPA miktarlarının kromotografi yöntemiyle incelendiği başka bir çalışmaya göre; polimerizasyon işlemi esnasında polikarbonatların su veya organik çözücülere daldırılmasının, reaksiyona girmemiş BPA'nın salınmasına neden olduğu ve restorasyonun üretimi esnasındaki termal şartların, polimer ayrışımına ve BPA salınımına neden olabileceği bildirilmiştir³⁵. Polikarbonat braketlerden salınan serbest BPA miktarlarını değerlendirmiş başka bir çalışmaya göre de, oral kavitede bu miktarın 5-15. aylarda anlamlı derecede yükseldiği bildirilmiştir³⁴. Günümüzde diş hekimliğinde BPA içeren pek çok materyal kullanılmakta, bunlardan oral kaviteye salınacak olan kimyasal içeriğin miktarı ise üretim aşamalarıyla sıklıkla ilişkili bulunmaktadır^{34,35}. Kullanım prosedürlerine uygun olarak hazırlanmış ve polimerize edilmiş termoplastik polikarbonat ürünlerin, gerekli durumlarda dikkatli bir şekilde kullanılabilmesi bildirilmiştir³⁴.

5. Termoplastik Naylonlar

Literatüre ilk tanıtıldıkları 1950'lerde naylon olarak geçen bu materyal, poliyamid olarak bilinen termoplastik polimerin jenerik ismidir. Poliyamid materyali, di-amin $[NH_2-(CH_2)_6-NH_2]$ ve di-bazik asit $[CO_2H-(CH_2)_4-COOH]$ arasındaki kondensasyon reaksiyonları sonucunda meydana gelmektedir^{4,20,21,28,38}. Termoplastik naylon materyalinin, PMMA'nın amorf yapısının aksine kristal yapıya sahip olması, solventlere ve yüksek ısıya karşı dirençli olmasını, yüksek dayanıklılık ve esneklik göstermesini sağlamıştır³⁸. Materyalin bu yapısal karakteristiği, diş hekimliğinde pek çok alanda kullanılabilmesine olanak tanımaktadır. Üreticiler özellikle pek çok geçici ve HBP, tam protezlerin, ortodontik aparey, okluzal splint ve gece plağı yapımında rahatlıkla kullanılabilmesini bildirmektedirler^{20,21,28}. Materyal düşük elastik modülüne (yüksek elastikiyet), özellikle çarpma ve gerilme kuvvetlerine karşı koyabilecek yeterli dirence sahiptir. Özellikle tam ve HBP'lerde kırık ve çatlak problemlerinin sık gözlendiği, bruksizm vakaları da dahil olmak üzere pek çok olguda rahatlıkla kullanılabilir^{21,28,39}. Materyalin okluzal kuvvetlere karşı direncinin (100 kg/m²) yüksek

olmasına rağmen, özellikle yeterli kalınlıkta hazırlanamadığı durumlarda, okluzal tırnak yapımı için uygun değildir^{21,28,39}. Polyamid materyalinin yüksek fiziksel dirence sahip olması, metal alt yapı elemanlarına karşı alternatif teşkil edebilmesine olanak tanımaktadır^{21,28}. Bununla beraber, materyalin HBP ana bağlayıcısı olarak kullanılabilmesi için, elastisite modülüsünün 2 GPa'dan düşük olması, proteze gelen kuvvetleri dengeli bir şekilde dağıtabilecek mukavemete sahip olması gerektiği bildirilmiştir^{20,39,40}. HBP yapımında metal iskelet yapıların kullanılması, protezin fiziksel özelliklerini geliştirmekle beraber; metal yapılara karşı alerjik reaksiyonların gelişmesi, korozyona uğraması, protezin düşürülmesine bağlı olarak daimi deformasyonların oluşması, metal kroşelerin estetik olmayan görünüşleri ve bu alt yapıların fabrikasyon işlemleri esnasında ortaya çıkabilecek problemler, bu alt yapılara ait en önemli olumsuzluklardır^{39,40}.

Metal alt yapılarda görülebilen bu olumsuzluklarının aksine termoplastik naylon materyalinin uygulama açısından pek çok üstünlüğü mevcuttur. Örneğin naylon materyalinin yüksek tranlusensiye sahip olması, estetik açıdan çok daha başarılı, dental ve gingival dokularla daha uyumlu kroşe ve alt yapıların yapılabilmesine olanak tanımaktadır. Ayrıca yüksek biyo-uyumluluğa sahip olması, yapısında artık monomer bulunmaması, materyale bağlı gelişebilecek doku irritasyonları ve alerjik reaksiyon görünme olasılığına en aza indirir. Metal içermediğinden galvanik akıma ve metal alerjisine de sebep olmaz^{20,21,28}. Ayrıca materyalin özgül ağırlığı düşük ve son derece hafiftir, böylece çok ince olarak hazırlanarak protez daha özgür bir şekilde tasarlanabilir. Materyalin boyutsal stabilitesinin son derece yüksek ve enjeksiyonlu sistemlerin kullanılmasıyla hazırlanmalarından dolayı, boyutsal değişim ve doku uyumu ve açısından da avantaj sunmaktadır. Materyalin fiziksel özellikleri gerektiğinde kolayca modifiye edilerek sertliği ve direnci arttırılabilir. Tesviye ve polisaj işlemleri geleneksel yöntem ve ekipmanlarla gerçekleştirilebilir²⁰.

Materyalin pek çok üstün özellikleri yanında, renk stabilitesinin yetersiz olması/renk değişimi, boyanma, yüksek su emilimi, distorsiyon, yüzey pürüzlülüğü ve polisaj güçlüğü gibi erken dönemde gözlenebilen dezavantajları mevcuttur^{4,20,38-40}. Bir protez kaidesinin yumuşak dokuların görünümünü yansıtacak estetik özelliklere, pürüzsüz ve parlak bir yüzeye sahip olması gerekmektedir³⁸. Kaidenin

daha pürüzlü yüzeylere sahip olması renklenme, biyo-film tabakası oluşması ve mikrobiyal kolonizasyona yol açarak, hastanın memnuniyetinin azalmasına neden olur^{4,41}. Ayrıca bakteri ve mantarlar pürüzlü kaide yüzeylerine daha fazla tutunur^{4,41}. Yapılan çalışmalar, naylon materyalinin geleneksel PMMA materyaline göre, gerek polisaj öncesi gerekse de polisaj sonrasında daha pürüzlü yüzeylere sahip olduğunu bildirilmiştir. Poliyamid materyalinin erime ısısının düşük olmasının da, tatmin edici sevide polisaj yapılabilmesini engelleyen bir diğer faktör olduğu bildirilmiştir⁴. Konu hakkında yapılan başka bir çalışmaya göre, naylon materyalinin akrilik rezinlere göre renklendirici içecek içinde bekletildiğinde daha fazla renk değiştirdiği bildirilmiştir³⁸. Farklı kaide materyallerinin değişik renklendirici solüsyonlarda 56 günlük bekletme sonucu gözlenen renk değişikliği ve su emilimlerinin değerlendirildiği bir başka çalışmaya göre de, naylon materyalinin çalışmada değerlendirilen iki tip PMMA ve silikon materyaline göre çok daha fazla renk değiştirdiği ve su emilimi (16.72 µg/mm³) gerçekleştirdiği bildirilmiştir⁴². Ancak günümüzde gerçekleştirilen bazı kimyasal modifikasyonlar sayesinde, poliyamid materyalinin daha az su emilimi gerçekleştirdiği ve materyalin daha üstün bükülme ve çarpma direncine ulaştığı bildirilmiştir. Bununla beraber materyalin özelliklerini geliştirmek için ilave edilen, kısa cam fiber liflerinin uzun dönemde materyalin doğal esnekliğinin kaybetmesine, sertlik değerinde artma görülmesine neden olabileceği bildirilmiştir^{4,20}. Bu dezavantajlarla beraber, naylon materyalinin kaide materyali ile yapay dişler arasında kimyasal bir bağlantısının olmaması, tamir ve besleme işlemlerinin oldukça zor olması, yüksek ısıl işlemler ve özel ekipmanlar gerektirmesi, muflalama esnasında içeriğindeki su oranının kontrolünün zor olması gibi fabrikasyon işlem güçlükleri de mevcuttur^{4,20,21,28,40}.

6. Termoplastik Akrilikler

75 yıldan fazla bir süreden beri kullanılan PMMA materyali, akriliklerin en eski ve en yaygın kullanıma sahip olanıdır. Bu materyal diş hekimliğinde uzun yıllardan beri; geçici kron köprü, parsiyel ve total protez kaide materyali olarak kullanılmaktadır^{21,28}. Ancak PMMA materyalinin daha önce anlatılmış olan dezavantajlarından dolayı, metil-metakrilatın modifikasyonu ve kopolimerizasyonu ile bu materyale alternatif teşkil

edebilecek başka bir ürün olan termoplastik akrilik materyali elde edilmiştir⁹. Bu materyalin konvansiyonel PMMA rezinlere göre çarpma direnci daha düşük olmakla beraber gerilme ve bükülme direnci son derece başarılıdır. Termoplastik akriliklerin, yüzey sertliği 55-65 Hv olup bruksizm vakalarında dahi rahatlıkla kullanılabilir. Materyalin translusent karakteri, hem diş hem de diş eti rengini daha doğal bir şekilde yansıtabilme avantajı sunmaktadır. Ayrıca materyalin yüzey özellikleri proteze kolaylıkla uyumlama, parlatma ve polisaj işlemlerini ve temelde PMMA kökenli olması gerektiğinde hasta başında kolaylıkla tamir ve besleme yapmaya olanak tanımaktadır^{21,28}. Tüm termoplastik materyallerde olduğu gibi termoplastik akrilikler de PMMA kökenli olmalarına rağmen, gerek kimyasal yapıları gerek de polimerizasyon tekniklerinin iyileştirilmesine bağlı olarak çok daha düşük derecede alerjen ve biyo-uyumludurlar^{6,7}. Beş farklı kaide materyalinin artık metil-metakrilat monomer yüzdeleri ve su emilimlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmaya göre; termoplastik akrilik kaide materyalinin, konvansiyonel PMMA kaide materyaline göre çok daha az artık monomer içerdiği, poliüretan ve polietilen kaide materyallerinin ise artık metil-metakrilat monomeri içermedikleri bildirilmiştir⁶. Diğer termoplastik rezinler gibi termoplastik akrilikler de kırılmaya karşı yeterli dirence sahip olmakla beraber okluzal kuvvetler karşısında asetale resin materyali kadar dayanıklı olmayıp, uzun dönemde vertikal boyutlarını yeterince koruyamamaktadırlar^{28,43}.

7. Termoplastik Materyallerin Fabrikasyon İşlemleri

Geleneksel olarak ısıyla polimerize edilen PMMA'lar, birkaç saat boyunca ısı kontrollü su banyosunda bekletilerek polimerize edilirler. PMMA protezlerin geleneksel basınçlı muflalama ve ısıyla polimerizasyon teknikleri kullanılarak laboratuvar işlemlerinin gerçekleştirilmesi çok daha basit olmakla beraber, bitmiş protezin dikey boyutunda belirgin yükselme ve yapay dişlerde okluzyonda uyumsuzluklar gözlenmesi, enjeksiyonlu muflalama tekniklerinin geliştirilmesine neden olmuştur²⁰. Termoplastik rezinlerin şekillendirilmesinde enjeksiyon kalıplama, ekstrüzyon ve ısıl şekillendirme yöntemlerinden yararlanılır. Sıklıkla kullanılan enjeksiyon kalıplama sistemleri elektronik olarak birbirlerinden farklılık göstermelerine rağmen temelde aynı esasa dayanırlar. Bu rezinler

uygulama yöntemlerine göre farklı boyutlarda hazır rezin kartuşlar halinde bulunur. Boş kartuşlar işlem sırasında rezin ingotlarla doldurulabilir. İngotların negatif boşluğa gönderilmesi için tabancalara istenilen miktarda ingot doldurularak enjeksiyonla presleme yapılabilir. Güncel sistemlerde asetal rezinin yanı sıra akrilik ve naylon gibi çoğu termo-plastik rezinin presleme işlemi gerçekleştirilebilir⁴⁴.

Sonuç

Diş hekimliğinin yaygın kullanıma sahip olan PMMA materyali, artık monomere bağlı gelişen aşırı duyarlılık, alerjik reaksiyonlar, düşük aşınma ve çarpma direnci gibi mekanik özelliklerindeki sınırlamalar nedeniyle yerine kullanılacak termoplastik asetal (polioksimetilen), polikarbonat, akrilikler ve naylon (polyamide) gibi alternatif termoplastik rezinler geliştirilmiştir. Termoplastik rezinler ise yüksek biyo-uyumlulukları sayesinde metal ve akril alerjisi bulunan vakalarda, geliştirilmiş çarpma ve bükülme dirençleri sayesinde brüksizm, tek tam protezler, kombinasyon sendromu ve geriatik olgularda güvenle kullanılabilir. Öte yandan bu materyallerin renk stabilitesi, lekelenme, boyutsal değişim ve su emilimindeki olumsuzlukları ile yüzey yapısının gıda ve mikroorganizma tutunmasına daha yatkın olması, yüksek maliyet, yapıp tekniği, tesviye ve polisaj işlemlerindeki zorluklar göz önünde bulundurularak yaklaşılması, endikasyonun doğru konularak buna uygun materyalin seçilmesi tavsiye edilmektedir.

İletişim Adresi

Yrd. Doç. Dr. Doğu Ömür DEDE
Ordu Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi AD
Tel: 0452 2121283
Fax: 0452 2121289
e-mail: omurdede@odu.edu.tr

KAYNAKLAR

1. Kedjarune U, Charoenworraluk N, Koontongkaew S. Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: cytotoxicity testing related to residual monomer. *Aust Dent J.* 1999;44:25-30.
2. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003;90:190-3.
3. Parvizi A, Lindquist T, Schneider R, Williamson D, Boyer D, Dawson DV. Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin. *J Prosthodont.* 2004;13:83-9.
4. Abuzar MA, Bellur S, Duong N, Kim BB, Lu P, Palfreyman N, Surendran D, Tran VT. Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate). *J Oral Sci.* 2010;52:577-81.
5. Kanerva L, Estlander T, Petman L, Mäkinen-Kiljunen S. Occupational allergic contact urticaria to yucca (*Yucca aloifolia*), weeping fig (*Ficus benjamina*), and spathe flower (*Spathiphyllum wallisii*). *Allergy.* 2001;56:1008-11.
6. Pfeiffer P, Rosenbauer EU. Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent.* 2004;92:72-8.
7. Pfeiffer P, Rolleke C, Sherif L. Flexural strength and moduli of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent.* 2005;93:372-7.
8. Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent Mater.* 1995;11:338-42.
9. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil.* 1999;26:185-94.
10. McCabe JF, Walls AWG. Chapter 12: Synthetic Polimers. *Applied dental materials.* Oxford: Blackwell Publishing Ltd; 2008;101-10.
11. Gurbuz O, Dikbas I, Unalan F. Fatigue resistance of acrylic resin denture base material reinforced with E-glass fibres. *Gerodontology.* 2012;29:710-4.
12. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* 1995;8:105-16.
13. Cucci AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Afonso MC. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. *J Prosthet Dent.* 1998;80:434-8.
14. Takahashi Y, Chai J, Kawaguchi M. Effect of water sorption on the resistance to plastic deformation of a denture base material relined with four different denture reline materials. *Int J Prosthodont.* 1998;11:49-54.
15. Rodford RA. Further development and evaluation of high impact strength denture base materials. *J Dent.* 1990;18:151-7.
16. Turner JW, Radford DR, Sherriff M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasps. *J Prosthodont.* 1999;8:188-95.
17. Takabayashi Y. Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. *Dent Mater J.* 2010;29:353-61.
18. Ulusoy M, Aydın AK. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2003.273-483.
19. Ekren O, Kurtoğlu C. Hassas Bağlantılar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2008;18:111-20.
20. Yunus N, Rashid AA, Azmi LL, Abu-Hassan MI. Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J Oral Rehabil.* 2005;32:65-71.
21. Kutsch VK, Whitehouse J, Schermerhorn K, Bowers R. The evolution and advancement of dental thermoplastics. *Dental Town Magazine.* 2003;2:52-6.
22. Hamanaka I, Takahashi Y, Shimizu H. Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Odontol Scand.* 2011;69:75-9.
23. Keenan PL, Radford DR, Clark RK. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. *J Prosthet Dent.* 2003;89:37-44.
24. Stafford GD, Huggett R, MacGregor AR, Graham J. The use of nylon as a denture-base material. *J Dent.* 1986;14:18-22.
25. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S, Kanamori T, Kawai Y, Kawara M, Komiyama O, Suzuki T, Nagata K, Hosoki M, Masumi S, Yamauchi M, Aita H, Ono T, Kondo H, Tamaki K, Matsuka Y, Tsukasaki H, Fujisawa M, Baba K, Koyano K, Yatani H. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin-part I: definition and indication of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res.* 2014;58:3-10.
26. Kaplan P. Flexible removable partial dentures: design and clasp concepts. *Dent Today.* 2008;27:120-3.
27. Fu CC, Hsu YT. A comparison of retention char-

acteristics in prefabricated and custom-cast dental attachments. *J Prosthodont*. 2009;18:388-92.

28. Negrutiu M, Sinescu C, Romanu M, Pop D, Lakatos S. Thermoplastic resins for flexible framework removable partial dentures. *TMJ*. 2005;55:295-9.

29. Arda T, Arıkan A. An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *J Prosthet Dent*. 2005;94:267-74.

30. Wu JC, Latta GH Jr, Wicks RA, Swords RL, Scarbecz M. In vitro deformation of acetyl resin and metal alloy removable partial denture direct retainers. *J Prosthet Dent*. 2003;90:586-90.

31. VandenBrink JP, Wolfaardt JF, Faulkner MG. A comparison of various removable partial denture clasp materials and fabrication procedure for placing clasps on canine and premolar teeth. *J Prosthet Dent*. 1993;70:180-8.

32. Kloukos D, Taoufik E, Eliades T, Katsaros C, Eliades G. Cytotoxic effects of polycarbonate-based orthodontic brackets by activation of mitochondrial apoptotic mechanisms. *Dent Mater*. 2013;29:35-44.

33. Artham T, Doble M. Biodegradation of aliphatic and aromatic polycarbonates. *Macromol Biosci*. 2008;8:14-24.

34. Watanabe M, Hase T, Imai, Y. Degradation and formation of bisphenol A in polycarbonate used in dentistry. *Journal of medical and dental sciences*. 2004;51:1-6.

35. Suzuki K, Ishikawa K, Sugiyama K, Furuta H, Nishimura F. Content and release of bisphenol A from polycarbonate dental products. *Dent Mat J*. 2000;19:389-95.

36. Watanabe M, Hase T, Imai Y. Change in the bisphenol A content in a polycarbonate orthodontic bracket and its leaching characteristics in water. *Dent Mater J*. 2001;20:353-8.

37. Olea N, Pulgar R, Pérez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Novillo-Fertrell A, Pedraza V, Soto AM, Sonnenschein C. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Environ Health Perspect*. 1996;104:298-305.

38. Sepúlveda-Navarro WF, Arana-Correa BE, Borges CP, Jorge JH, Urban VM, Campanha NH. Color stability of resins and nylon as denture base material in beverages. *J Prosthodont*. 2011;20:632-8.

39. Ucar Y, Akova T, Aysan I. Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *J Prosthodont*. 2012;21:173-6.

40. Taguchi Y, Shimamura I, Sakurai K. Effect of buccal part designs of polyamide resin partial removable dental prosthesis on retentive force. *J Prosthodont Res*. 2011;55:44-7.

41. Radford DR, Sweet SP, Challacombe SJ, Walter JD. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. *J Dent*. 1998;26:577-83.

42. Lai YL, Lui HF, Lee SY. In vitro color stability, stain resistance, and water sorption of four removable gingival flange materials. *J Prosthet Dent*. 2003;90:293-300.

43. Donovan TE, Cho GC. Esthetic considerations with removable partial dentures. *J Calif Dent Assoc*. 2003;31:551-7.

44. Ozer A, Altıncı P, Can G. Termoplastik rezinler, Ankara Diş Hekimleri Odası Klinik Bilimleri Dergisi. 2010;4:558-63.



Santral dev hücreli granüloma tedavisi: Derleme

Treatment of central giant cell granuloma: A Review

*Zeynep GÜMRÜKÇÜ**, *Sevda KURT***

ÖZET

Santral dev hücreli granüloma; çenelerin osteoklast benzeri hücre içeren, benign osteolitik bir lezyondur. Sıklıkla mandibulada ve 30 yaş altında görülmektedir. Etyolojisi tam olarak bilinmemektedir. Bazı otörler santral dev hücreli granüloyu enflamasyon, travma veya hemorajiye bağlı gelişen bir tümör olarak tanımlamışlardır. Klinik olarak; çoğunlukla yavaş büyüyen, kortikal kemikte perforasyon, parestezi ve ağrıya neden olan veya olmayan lezyonlar olarak izlenmektedir. Tedavisi cerrahi ve cerrahi olmayan tedavi şeklinde yapılabilir. Cerrahi tedavi küretajdan en-blok rezeksiyona kadar değişiklik gösterir. Cerrahi olmayan tedavi ise lezyonun gerilemesinin sağlanması için çeşitli terapötik ajanların kullanımını içerir. Bu derleme yazısında santral dev hücreli granüloma için kullanılacak tedavi seçenekleri son literatür ışığında sunuldu; literatürdeki mevcut vakalar ve tedavi başarıları analiz edilerek klinisyenler için ideal tedavi seçeneğinin gösterilmesi amaçlandı.

Anahtar Kelimeler: Cerrahi, Çene, Dev hücreli lezyon

ABSTRACT

Central giant cell granuloma is a benign osteolytic lesion of jaw that containing osteoclast-like giant cell. It's often seen in the mandible most commonly under the age of 30. The aetiology is unknown. Some of the authors describe central giant cell granuloma as a tumour that develops due to inflammation, local trauma or hemorrhage. Clinically it is usually seen as slowly growing lesion with or without perforation of the cortical bone, paresthesia and local pain. The treatment of central giant cell granuloma could be surgical or non surgical. The surgical treatment can differ from curettage to en-bloc resection. Non-surgical treatment includes using various therapeutic agents for the regression of the lesion. In this review article we report the summary of the treatment options that was used for central giant cell granuloma in light of the current literature and we aimed to show the ideal treatment option for the clinicians in central giant cell granuloma by analyzing cases and their treatment success in the literature.

Key Words: Surgery, jaw, Giant cell lesion

* Dr. Dt., Karadeniz Teknik Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Cerrahisi A.D., Trabzon.

** Dr. Dt., Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji A.D., Samsun.

Giriş

Santral dev hücreli gramüloma (SDHG); neoplastik olmayan, belirlenemeyen bir orijinden köken alan ve hiperplastik yapıda bir lezyondur¹⁻³. Gerçek bir neoplazmadan ziyade kanama sonucunda meydana gelen lokal reperatif reaksiyona bağlı gelişim gösteren bir tümör olduğu düşünülmektedir^{4,5}. Neoplazma olmamasına rağmen çevre dokuda yıkım veya hasar oluşturma potansiyeline sahiptir⁶.

İlk kez 1953 yılında Jaffe⁷ tarafından 'Çene kemiklerinin reperatif dev hücreli granülomu' olarak tanımlanmıştır. Reperatif kelimesi 'Travma veya cerrahi sonrası kanamaya bağlı gelişen' anlamında kullanılmaktadır. Oysa ki günümüzde dev hücreli granülomanın kanamaya bağlı olduğu kesinleşmediğinden 'Giant Cell Granülom' veya 'Giant Cell Lezyon' olarak adlandırılmaktadır⁶.

2005 Dünya Sağlık Örgütü sınıflamasına göre kanama odakları içeren fibröz doku, çok çekirdekli dev hücreler ve kemik trabekülleri içeren intraosseöz bir lezyon olarak tanımlanmıştır⁸. Aynı zamanda içerisinde hemosiderin depoziti, osteoklast benzeri dev hücreler, reaktif kemik formasyonu içerdiği de bilinmektedir⁹.

Lezyon maksilladan ziyade mandibulada ve erkeklere nazaran bayanlarda daha çok görülür. Ayrıca sıklıkla çocuklarda ve genç hastalarda, 10-25 yaş aralığında izlenmektedir^{5,9,10}.

Etiyoloji

Günümüzde SDHG etiyojisi net değildir. Literatürde enflamatuvar proliferasyon, agresif davranış gösteren neoplastik oluşumlar, lokal travma ve hemorajiye bağlı oluşabileceği belirtilmiştir. Jaffe'nin etiyojisi hakkında en baskın öngörüsü 'Travmanın indüklediği intraosseöz kanama sonucu oluşum' teorisi olmasına rağmen travmaya maruz kalmayan birçok hastada da SDHG görülmektedir¹¹⁻¹³. Ayrıca genetik orjinli bozukluk olarak bilinen nörofibromatozis tip 1, cherubizm, noonan sendromu hastalarında SDHG görülmesi genetik bir etiyojisiye sahip olabileceğini düşündürmektedir^{14,15}.

Whitaker ve Bouqout¹⁶, kadın predominansı ve hormonal etki arasında korelasyon tespit etmişlerdir. Ovaryum hormonları dışında östrojen ve progesteronun dev hücreli granüloma gelişimden sorumlu olabileceğini belirtmişlerdir.

Klinik Görünüm ve Lezyonun Lokalizasyonu

SDHG'lar; asemptomatik ve yavaş gelişim gösteren agresif olmayan lezyonlardan kemikte lize, dişlerde yer değişikliğine ve kök rezorbsiyonuna neden olan agresif lezyonlara kadar değişim gösteren klinik seyir farklılıklarına sahiptir¹⁷. Genellikle kortikal kemikte ekspansiyona neden olan, yavaş gelişen, ağrısız lezyonlar şeklinde izlense de nadiren parestezi, lokal ağrı ve perforasyon görüldüğü bilinmektedir¹⁸.

Literatürde üst çenede görülen lezyonların büyük oranda üst çene anterior bölgede, alt çenede görülenlerin ise hem anterior hem de posteriorda lokalize olabileceği bildirilmektedir¹⁹. Cohen ve ark.²⁰ yapmış oldukları çalışmada lezyonların %84'ünün alt çenede lokalize olduğunu belirtmişlerdir.

Radyografik Bulguları

Küçük uniloküler lezyondan büyük multiloküler lezyona varan bir yelpazede radyografik görünüme sahip olabilirler. Radyografik olarak kötü sınırlı destrüktif görünümde olabilirken iyi sınırlı görünümde bulgu verebileceği de belirtilmiştir. Radyografda diş veya diş germelerinde deplasman veya köklerde rezorbsiyon izlenebilir^{2,5,21}.

Flamenko topluluğunda yapılan bir çalışma sonucunda %13.5 oranında kök rezorbsiyonuna, %18 oranında dişte deplasmana ve %15.7 oranında ise multiloküler lezyona rastlanıldığı rapor edilmiştir²¹.

Radyografik olarak uniloküler lezyonların ortalama 23.75mm, multiloküler lezyonların ise 53.00mm boyutlarında olduğu belirtilmiştir²².

Histolojik Bulguları

Histopatolojik olarak oval veya iğsi mezenkimal hücrelerle çok çekirdekli dev hücrelerden oluşmaktadır². Ayrıca histolojik olarak fibrovasküler stroma, hemosiderin pigmenti içeren hemorajik odaklar içerir²³. Histolojik kesitte lezyon periferinde sıklıkla distrofik kalsifikasyon veya metastatik ossifikasyon görüldüğü bilinmektedir²⁴.

Lezyonun Sınıflandırılması

Choung ve ark.²⁵ lezyonu agresif ve agresif olmayan şekilde 2 gruba dahil ederken semptom ve radyografik bulguları değerlendirmişlerdir. Agresif olmayan lezyonların yavaş büyüme gösterdiğini, asemptomatik olduğunu, kortikal kemikte perforasyon veya kök rezorbsiyonu yapmadığını belirt-

Choung ve ark.²⁵ lezyonun sınıflandırmasını yaparken 6 kriter öne sürmüşlerdir. Bu kriterleri ağrı, büyüme hızı, şişkinlik, kök rezorbsiyonu, kortikal perforasyon ve rekürens olarak belirtilmiştir. Ağrı, parestezi, 5cm'den büyük lezyon, kök rezorbsiyonu, hızlı büyüme, kortikal perforasyon, küretajdan sonra rekürens yatkinlik gibi kriterlerden en az birine sahip olan lezyonu da agresif olarak tanımlamışlardır.

Ayırıcı Tanı

Radyografik olarak ayırıcı tanı yapılacak ise basit kemik kisti, anevrizmal kemik kisti ve ameloblastom gibi lezyonlar değerlendirilmelidir. Tanı için radyografik görüntü yeterli olamayacağından asıl diagnoz için histopatolojik inceleme gerekmektedir². Histolojik görünümü ise hiperparatiroidizm, brown's tümörü, fibröz displaziler, cheribusim, anevrizmal kemik kisti ve paget hastalığı ile benzerlik gösterir; dolayısıyla ayırıcı tanıda bu hastalıklar da göz önünde bulundurulmalıdır²⁶.

Tedavi Yöntemleri

Tedavi; cerrahi ve cerrahi olmayan tedavi olmak üzere iki grupta incelenmektedir². Dev hücreli granülomanın bilinen konvansiyonel tedavisi cerrahi tedavidir. Literatürde cerrahiye içeren tedavi prosedürleri lezyona göre belirlenmektedir. Rekürens gözüken veya agresif lezyonlar için sağlıklı sınır içeren en blok rezeksiyon uygun görülmektedir; lezyonlar tam olarak çıkartılmadığında %4-20 arasında rekürens gözükebilmektedir^{27,28}. Basit küretaj, periferik osteotomi ile birlikte yapılan küretaj ve likid nitrojen ile uygulanan kriyoterapi tedavi seçenekleri arasındadır²⁸. Ayrıca SDHG tedavisinde lazer ile de dezenfeksiyon uygulaması yapılabileceğine dair bilgiler de bulunmaktadır²⁷. Cerrahi olmayan tedavide ise intralezyonel kortikosteroid, interferon alfa (IFN), kalsitonin, bifosfanat kullanılmaktadır^{2,5,24}. Tedavi prosedüründe radyoterapi uygulamasının yapılabileceğini bildiren kaynaklar da vardır. Fakat radyoterapi uygulamasının malign dönüşüme ve osteojenik sarkoma neden olabileceğine dair bilgiler de mevcuttur. Bundan dolayı bu tedavi çok fazla tercih edilmemektedir^{26,27,29}.

Intralezyonel Kortikosteroid Tedavisi

Intralezyonel kortikosteroid uygulaması tedavisi ilk kez Jacoway ve ark.³⁰ tarafından tanımlanmıştır ve lezyonun gerilemesinde faydalı bir

tedavi alternatifi olduğu öne sürülmüştür.

Intralezyonel kortikosteroid uygulaması basit, maliyeti az bir tedavidir. Bu tedavi; cerrahi sonrası estetik ve fonksiyonel yönden problem oluşturabilecek daha büyük defektlerin oluşumunu önlemektedir. Bunu cerrahi rezeksiyon alanını azaltarak veya lezyonu yok ederek estetik ve fonksiyonel açıdan katkı sağlayıp oluşturmaktadır²⁸.

Steroidin osteoklastik aktiviteyi inhibe ettiği, bu sayede lezyonda hızlı gerileme sağladığı ve yeni kemik rejenerasyonunu sağladığı rapor edilmiştir²⁸.

Flanagan ve ark.³¹ dev hücreli lezyonların tedavisi için intralezyonel steroid kullanımını rapor etmiştir. Bu kullanım 'multinukleuslu dev hücrelerin osteoklastlar olduğu' teorisine dayanır ve dek-sometazonun osteoklastları inhibe edici özelliğinden faydalanmak amacı ile tedavide kullanımı uygun görülmüştür.

Terry ve Jacoway³² SDHG tedavisinde eşit oranda Triamsinolon asetonid (Kenalog-10, 10 ml/mg) ve lokal anestetik (1.200000 epinefrin içeren %5'lik Markain) kullanılarak 1.0ml/cm³ dozda intralezyonel enjeksiyonu en az 6 hafta olacak şekilde haftada 1 kez önermişlerdir.

Jacoway ve ark.³⁰ ilk olarak intralezyonel kortikosteroidin lezyon tedavisindeki rolü ile ilgili raporları sunmuş, sonrasında da Kermer ve ark.³³ ilgili vaka raporlarını literatüre sunmuşlardır.

Teery ve Jacoway³² dev hücreli lezyonu olan 4 hastayı 6 hafta süreyle haftada bir kez intralezyonel kortikosteroid ile tedavi ettiklerini ve lezyonun tamamen gerileme gösterirken sadece 1 hastada ek olarak cerrahi işlem gerektiğini rapor etmişlerdir.

Literatürde kortikosteroidin intralezyonel uygulanması sayesinde tedavi edilmiş vakalar rapor edilmiş olsa da özellikle agresif lezyonların tedavisindeki etkinliği hakkında net bir bilgi yoktur²⁴.

Intralezyonel steroidin minimal invaziv bir prosedür olması gereğiyle ve tedavideki etkinliği nedeniyle cerrahiden önce tercih edilebilecek bir tedavi seçeneği olabileceği rapor edilmiştir².

Kalsitonin Kullanımı

Dev hücreli granüloma brown Tümör ile histolojik olarak benzerlik göstermektedir. Bu gereğiyle SDHG tedavisinde kalsitonin kullanımı uygulanmaktadır^{24,34}.

Kalsitonin paratiroid hormonuna antagonist etki eder. Kalsiyumun kemik içine geçişini hızlandırır. Kalsitoninin etki mekanizması net olarak bilinmese de osteoklastik kemik rezorbsiyonuna antagonist etki ettiği düşünülmektedir³⁴.

Kalsitoninin subkütanöz veya nazal sprey şeklinde kullanılabilir. Fakat subkütanöz uygulama ile %70, nazal sprey ile ise %3-25 oranında biyo-yararlanım oranına ulaşılabildiği bilinmektedir⁵.

Literatürde kalsitonin kullanımı neticesinde hiç sonuç alınmayan vakalar bulunurken lezyonun %100 gerilediği vakalar da bulunduğu rapor edilmiştir³⁵⁻³⁷.

Harris³⁸ ilk olarak sentetik kalsitoninin insan üzerinde SDHG'de etkili sonuçlar doğurduğunu rapor etmiştir. Literatürdeki diğer vakalar da kalsitoninin SDHG'deki etkinliğini desteklemektedir³⁴⁻³⁷.

Ayrıca kalsitonin ile tedavi edildiği halde büyümeye devam eden vakaların olduğuna dair örnek vaka raporları da mevcuttur^{39,40}.

Bu tedavi yönteminin en büyük dezavantajı oluşturduğu rahatsızlık hissidir ve uzun tedavi süreleri sebebiyle özellikle çocuklarda tedaviye toleransın sağlanamamasıdır²⁹.

İnterferon Kullanımı

Kaban ve ark.⁴¹ dev hücreli granuloma proliferatif vasküler bir lezyon olarak gördüklerinden tedavisinde antianjiyojenik tedavinin etkili olabileceği görüşünden yola çıkarak SDHG tedavisinde interferon kullanmışlardır.

1980'li yıllarda ise birçok laboratuvar deneyi sonucunda interferon antianjiyojenik ajan olarak tespit edilmiştir. Interferon malignite dahil çeşitli vakalarda tedavi ajanı olarak kullanılmaktadır. Birçok etkisinin yanı sıra anjiogenezde rol oynayan fibroblast büyüme faktörünü inhibe ederek etki ettiği düşünülmektedir²⁴. İnterferonun mezenkimal kök hücrelerini osteoblastlara dönüştürerek metabolik aktiviteyi stimüle ettiği ve kemik formasyonunda teşvik rolü oynadığı bilinmektedir⁵.

Kaban ve ark.⁴⁰ yapmış oldukları bir çalışmada interferon ile tedavi edilen ilk SDHG vakasını yayınlamışlardır. Başka bir yayında ise çalışmacılar interferon kullanımının geniş en-blok rezeksiyondansa lezyona komşu dişler veya damar sinir paketinin korunarak enükleasyon yapılmasını

mümkün kılması yönüyle avantajlı bir tedavi olduğunu belirtmişlerdir⁴¹.

Lange ve ark.⁴² agresif davranışlı SDHG vakalarında interferon kullanıldığında lezyonun büyümesinin yavaşladığını yine de lezyonun tamamen elimine edilmesi için ek olarak cerrahi prosedür gerekebileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca literatürde interferon ile tedavi edilen yalnızca 1 vakada remisyona izlendiğini belirtmişlerdir.

Denosumab Kullanımı

Neoplazik stromal hücreleri yüksek konsantrasyonda RANKL ligand ve RANKL pozitif osteoklast benzeri hücreleri ve onların prekürsör hücrelerini aktive eder. RANKL, osteoblastların yüzeyinden salınır ve osteoklast yüzeyindeki RANK ile birleşir ve osteoklastların değişimini ve proliferasyonunu sağlar.

Denosumab ise RANK-RANKL birleşimini inhibe eder ve osteoklast diferansiyasyonunu engeller ve dev hücreli lezyona bağlı gelişebilecek kemik rezorbsiyonuna bu şekilde engel olur. Bu özelliği nedeniyle dev hücreli lezyonlarda tedavi etkinliğinin olabileceği düşünülmüştür²⁴. Fakat denosumabın normal yoğunluktaki kemik üzerindeki uzun dönem etkileri henüz net bilinmemektedir. Denosumab yıllardır osteoporozlu hastalarda kullanılsa da genellikle normal kemik yoğunluğuna sahip olan kemik metastazlı ve dev hücreli tümörü olan hastalardaki uzun dönem etkisi belirsizdir. Farelde yapılan bir çalışma sonucunda osteopetrozis geliştiği ve bu etkinin denosumab kullanımı sonucunda oluşmuş olabileceği rapor edilmiştir⁴³.

Literatürde kemiğin dev hücreli tümörü ve metastaz görülen bir vakada 20 aylık denosumab kullanımı sonrasında osteopetroz benzeri kemik bölgeleri görüldüğü de rapor edilmiştir⁴⁴.

Cerrahi Tedaviler

Cerrahi tedaviler, basit küretajdan en-blok rezeksiyona varan tedavi prosedürlerini içermektedir⁴⁵. Günümüzde en çok kullanılan cerrahi tedavi şekli küretajdır ve özellikle lezyonun küçük, kontrol edilebilir olduğu durumlarda basit küretaj tercih edilmektedir^{5,27}. Fakat küretaj yoluyla eksizyon da rekürens ile sonuçlanabilmektedir. Rekürens vakalarında küretajdan sonra periferik kemik osteotomisi yapılarak kombine bir tedavi uygulanabileceği belirtilmiştir¹⁹.

Lange ve ark.⁵ cerrahi tedavinin başarısını değerlendirdikleri çalışmalarında cerrahi tedavi sonrasında da %11'den %49'a kadar değişen farklı rekürens oranları bildirmişlerdir.

En blok rezeksiyon en az rekürens gösteren yöntem olsa da bazı vakalarda rezeksiyon sonrası rekonstrüksiyon gerekliliği doğduğu bilinmektedir¹⁹. Bundan dolayı lezyonun daha büyük olduğu ve kozmetik deformiteye sebep olduğu durumlarda, total cerrahi eksizyon ve sonrasında rekonstrüksiyon tedavisi önerilmektedir²⁷.

Bazı otörler cerrahi aşamada sağlıklı marjin elde etmek amaçlı lazer veya kriyoterapi ile defeksiyonun sağlanabileceğini belirtmektedir^{27,46,47}. Unal ve ark.⁴⁶ ise sağlıklı marjin elde etmek için cerrahi alanı elmas frez ile drillemeyi önermişlerdir, bu yöntemle lezyonun olası rekürens riskini azaltmayı amaçlamaktadır.

Kitlenin sürekli travmaya maruz kaldığı ve lezyonun sebep olduğu semptomlar sebebiyle hastaların rahatsızlık duyduğu vakalarda kalsitonin veya steroid uygulaması gibi daha uzun süreli tedavilerden ziyade cerrahi rezeksiyon ve lezyonun total küretajı tercih edilebilir bir yöntemdir⁴⁸.

Radyoterapi

SDHG tedavisinde kullanılabileceği bildirilen başka bir yöntem de radyasyon tedavisidir^{2,26}. Özellikle lezyonun anatomik konumu dolayısıyla cerrahi olarak tamamının çıkarılamayacağı gözlemlenen bazı vakalarda cerrahi tedaviyle birlikte radyoterapinin de uygulanabileceği bildirilmiştir^{2,26}. Fakat SDHG yaşamı tehdit edici bir durum olmadığı için radyoterapi gibi bir tedavi çok fazla tercih edilmemektedir². Tercih edilmemesinin bir başka sebebi radyoterapinin osteojenik sarkoma ve malign dönüşümlere sebep olabileceğine dair literatürdeki bilgi mevcudiyetidir^{26,27,29}.

Sonuç

SDHG tedavisinin birçok farklı prosedürü olduğu; uygulanan farklı tedavilere karşı yanıtların da değişiklik gösterdiği ve başarı şansını arttırmak için bazı tedavi prosedürlerinin kombine olarak da uygulanabileceği görülmektedir. SDHG vakalarında tedavi seçeneklerini artıları ve eksileriyle değerlendirmek, tedavi yöntemlerinin ve tedavide kullanılan ajanların uzun dönem etkilerini göz ardı etmemek gerekir. Hastanın yaşı, sistemik durumu, cerrahi tedaviyi tolere edebilirliği, lezyonun anatomik komşulukları, kullanılan tedavinin başarı

oranları, ayrı ayrı değerlendirilmeli ve en uygun tedavi planlaması buna göre seçilmelidir. Bu derleme yazısı dev hücreli granülom ile ilgili yayınlanan en güncel tedavi prosedürlerini ve geleneksel tedavi prosedürlerini aynı başlık altında değerlendirme ve kıyaslama olanağı sunması yönüyle literatüre katkı sağlamaktadır.

İletişim Adresi:

Dr. Dt. Sevda KURT

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi,

Periodontoloji AD.,

Atakum/Samsun 55139, Türkiye.

Tel : +90 505 802 7550

E-posta : dt.sevdakurt@hotmail.com

KAYNAKLAR

1. Abu Gharbyah AZ, Assaf M. Management of a Peripheral Giant Cell Granuloma in the esthetic area of upper jaw: A case report. *Int J Surg Case Rep* 2014; 5: 779-82. doi:10.1016/j.ijscr.2014.09.014
2. Aoki T, Karakida K, Sakamoto H et al. Successful treatment by intralesional steroid injection in management of central giant cell granuloma of the jaw—Report of two cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine and Pathology* 2012; 24: 213-17. doi:10.1016/j.ajoms.2011.11.007
3. Goyal P, Narula R, Bansal S, Garg P. Conservative nonsurgical treatment of mandibular central giant cell granuloma in an adolescent: A case report. *Pediatric Dental Journal* 2014; 24:58-62. doi:10.1016/j.pdj.2013.12.002
4. Arda HN, Karakus MF, Ozcan M, Arda N, Gun T. Giant cell reparative granuloma originating from the ethmoid sinus. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2003; 67: 83-7. doi:10.1016/s0165-5876(02)00348-8
5. De Lange J, Van den Akker HP, Van den Berg H. Central giant cell granuloma of the jaw: a review of the literature with emphasis on therapy options. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 104: 603-15. doi:10.1016/j.tripleo.2007.04.003
6. Yüceci Ş. Ağız ve Çevre Dokusu Hastalıkları. 2005, Ankara: Atlas Kitapçılık. 247-8.
7. Jaffe HL. Giant-cell reparative granuloma, traumatic bone cyst, and fibrous (fibro-osseous) dysplasia of the jawbones. *Oral Surg* 1953; 6: 159-75. doi:10.1016/0030-4220(53)90151-0
8. Jundt G. Pathology and genetics of head and neck tumours, WHO classification of tumours,, ed. Barnes L, Eveson JW, Reichart P, Sidransky D. Vol. 9. 2005; Lyon: IARC. 324.
9. Jadu FM., Pharoah MJ, Lee L, Baker GI, Allidina A. Central giant cell granuloma of the mandibular condyle: a case report and review of the literature. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40 : 60-4. doi:10.1259/dmfr/85668294
10. Ahmed S ,Babu I, Priya SP. Cenral giant cell granuloma- a case report. *J Oral Maxillofac Pathol* 2003; 7: 11-4.
11. Jaffe HL. Giant cell reparative granuloma, traumatic bone cysts and fibrous dysplasia of the jaw bones. *Oral Surg* 1953; 61: 159-75. doi:10.1016/0030-4220(53)90151-0
12. Eisenbud L, Stern M, Rothberg M, Sachs SA. Central giant cell granuloma of the jaws: experiences in the management of thirty-seven cases. *J Oral Maxillofac Surg* 1988; 46: 376-84. doi:10.1016/0278-2391(88)90221-2
13. Hirschl S, Katz A. Giant cell reparative granuloma outside the jaw bone. Diagnostic criteria and review of the literature with the first case described in the temporal bone. *Hum Pathol* 1974, 5: 171-81. doi:10.1016/s0046-8177(74)80064-x
14. Zhu QS, Qiu JS. Cytogenetic analyses on giant cell tumor of bone. *Zhonghua Bing Li Xue Za Zhi, Chinese Journal of Pathol* 1994, 23: 162-5.
15. Buresh CJ, Seemayer TA, Nelson M, Neff JR, Dorfman HD, Bridge J. t(X;4)(q22;q31.3) in giant cell reparative granuloma. *Cancer Genet Cytogenet* 1999; 115: 80-1. doi: 10.1016/S0165-4608(99)00077-1
16. Whitaker SB, Bouquot JE. Estrogen and progesterone receptor status of central giant cell lesions of the jaws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 77: 641-4. doi:10.1016/0030-4220(94)90327-1
17. Shirani G, Abbasi AJ, Mohebbi S, Shrinbak I. Management of a locally invasive central giant cell granuloma (CGCG) of mandible: report of an extraordinary large case. *J Craniomaxillofac Surg* 2011; 39: 530-3. doi:10.1016/j.jcms.2010.10.018
18. Rachmiel A, Emodi O, Sabo E, Aizenbud D, Peled M. Combined treatment of aggressive central giant cell granuloma in the lower jaw. *J Craniomaxillofac Surg*, 2012; 40: 292-7. doi:10.1016/j.jcms.2011.04.002
19. Tosco P, Tanteri G, Fasolis M, Rocchia F, Berone S, Garzino-Demo P. Surgical treatment and reconstruction for central giant cell granuloma of the jaws: a review of 18 cases. *J Craniomaxillofac Surg* 2009; 37: 380-7. doi:10.1016/j.jcms.2009.04.002
20. Cohen MA, Hertzanu Y. Radiologic features, including those seen with computed tomography, of central giant cell granuloma of the jaws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1988; 65: 255-61. doi:10.1016/0030-4220(88)90176-4
21. De Lange J, Van den Akker HP. Clinical and radiologic features of central giant cell lesions of the jaw. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Endod* 2005; 99: 467-70. doi:10.1016/j.tripleo.2004.11.015
22. Büyükkurt MC, Aras MH, Yolcu Ü. Central giant cell granulomas of the jaw:two case reports *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 2007; 17: 44-7.
23. Munzenmayer J, Tapia P, Zeballos J et al. Central giant cell granuloma of the mandibular condyle. Case-report. 2013; 6: 83-6. doi:10.1016/s0718-5391(13)70127-7
24. O'Connel JE, Bowe C, Murphy C, Toner M, Kearns GJ. Aggressive giant cell lesion of the jaws: a review of management options and report of a mandibular lesion treated with denosumab. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2015; 20: 191-198. doi:10.1016/j.oooo.2015.07.011

25. Choung R, Kaban LB, Kozakewich H, Perez-Atayde A. Central giant cell lesions of the jaws: a clinicopathologic study. *J Oral Maxillofac Surg* 1986; 44 : 708-13. doi:10.1016/0278-2391(86)90040-6
26. Gökler A., Türkoğlu G., Taşkoparan G. Santral dev hücreli granüloma. *K.B.B ve Baş Boyun Cerrahisi Dergisi*. 1994; 2: 51-3.
27. Akdere E, Kurtaran H, Ark N ve ark. Maksilla ve mandibulada dev hücreli reparatif granülom: olgu sunumu. *Turk Arch Otolaryngol*. 2014; 52: 36-8. doi:10.5152/tao.2014.5114
28. Nogueira RLM, Teixeira RC, Cavalcante RB, Ribeiro RA, Robenhsort SHB. Intralesional injection of triamcinolone hexacetonide as an alternative treatment for central giant-cell granuloma in 21 cases. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010; 39: 1204-10. doi:10.1016/j.ijom.2010.06.015
29. Öztürk S, Zor F, Şahin İ, Öztürk S, Deveci M, Işık S. Mandibulanın santral dev hücreli granülomu: olgu sunumu. *Gülhane tıp Derg*. 2011; 53: 123-5.
30. Jacoway J, Howell FV, Terry BC. Central giant cell granuloma- an alternative to surgical therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1988; 66: 572.
31. Flanagan AM, Tinkler SM, Horton MA, Williams DM, Chambers TJ. The multinucleate cells in giant cell granulomas of the jaw are osteoclasts. *Cancer* 1988; 62: 1139-45. doi:10.1002/1097-0142(19880915)62:6<1139::aid-cnrc2820620617>3.0.co;2-8
32. Terry BC, Jacoway JR. Management of central giant cell lesions: an alternative to surgical therapy. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 1994; 6: 579-600.
33. Kermer C, Millesi M, Watzke IM. Local injection of corticosteroids for central giant cell granuloma. A case report. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1994; 23 : 366-8. doi:10.1016/s0901-5027(05)80057-8
34. Pogrel MA. Calcitonin therapy for central giant cell granuloma. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61 : 649-53; 53-4. doi:10.1053/joms.2003.50129
35. De Lange J, Rosenberg AJWP, Van der Akker HP, Koole R, Wirlds JJ, Van der Berg H. Treatment of CGCG of the jaw with calcitonin. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999; 28: 372-6. doi:10.1034/j.1399-0020.1999.285280513.x
36. O'Regan EG, Gibb DH, Odell EW. Rapid growth of giant cell granuloma in pregnancy treated with calcitonin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Endod* 2001; 92: 532-8. doi:10.1067/moe.2001.119246
37. Pogrel MA, Regezi JA, Harris ST, Goldring SR. Calcitonin treatment for central giant cell granulomas of the mandible: report of two cases. *J Oral Maxillofac Surg* 1999; 57 : 848-53. doi:10.1016/s0278-2391(99)90828-5
38. Harris M. Central giant cell granulomas of the jaws regress with calcitonin therapy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1993; 31 : 89-94. doi:10.1016/0266-4356(93)90168-v
39. De Lange J, Van den Akker HP, Van der Berg H, Richel DJ, Gortzak RA. Limited regression of central giant cell granuloma by interferon alpha after failed calcitonin therapy: a report of 2 cases. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006; 35: 865-9. doi:10.1016/j.ijom.2006.02.011
40. Kaban LB, Mulliken JB, Ezekowitz RA, Ebb D, Smith PS, Folkman J. Antiangiogenic therapy of a recurrent giant cell tumour of the mandible with interferon alpha-1 a. *Pediatrics* 1999; 103: 11145-9.
41. Kaban LB, Troulis MJ, Ebb D, August M, Hornicek FJ, Dodson T. Antiangiogenic therapy with interferon alpha for giant cell lesions of the jaws. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; 60: 1103-11. doi:10.1053/joms.2002.34975
42. De Lange J, Van Rjin RR, Van den Berg H, Van den Akker HP. Regression of central giant cell granuloma by a combination of imatinib and interferon: a case report. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2009; 47 : 59-61. doi:10.1016/j.bjoms.2008.05.013
43. Singh AS, Chawla SN, Chawla SP. Giant-cell tumor of bone: treatment options and role of denosumab. *Biologics: Targets and Therapy* 2015; 9: 69-74. doi:10.2147/btt.s57359



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

The Journal of Ondokuz Mayıs University Faculty of Dentistry



2015;16(2):53-61

Kabul Tarihi: 23.02.2016

Dış Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri ve Tam Protezler

CAD/CAM Systems Used in Dentistry and Complete Dentures

Betül Yılmaz, İbrahim DURAN**, Erhan SARI***, Çağrı URAL***

ÖZET

Geçtiğimiz 20 yılda dental materyaller ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerin kombine olarak kullanılmasıyla beraber bilgisayar destekli dizayn (CAD) ve bilgisayar destekli üretimde (CAM) kaydadeğer gelişmeler yaşanmıştır. Bu sistemlerin dental ofis veya laboratuvarlar için geliştirilmiş spesifik ürünleri tanımlanmış olup halen geliştirilmesine devam edilmektedir. Bu makale çeşitli CAD/CAM sistemlerine genel bir bakış sağlanmasını amaçlamıştır. Farklı metodlar, çeşitli komponentler ve güncel yaklaşımlar tartışılmıştır.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM Sistemler, Dental restorasyon.

ABSTRACT

In the past 20 years, exciting new developments in dental materials and computer technology have led to the success of contemporary dental computer-aided design/computer-aided manufacture (CAD/CAM) technology. Several highly specific in-office and laboratory CAD/CAM systems have been introduced and still are under development. This article aims to provide an overview of the development of various CAD/CAM systems. Different methods, various components and current approaches were discussed.

Key Words: CAD/CAM Systems, Dental restorations

* Dr. Dt., Kocaeli.

** Doç. Dr., Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi, Protetik Dış Tedavisi A.D., Samsun

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

Giriş

Günümüzde CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) teknolojisi, insan hayatında akla gelebilecek hemen hemen her alanda kullanılmaktadır. İletişimden elektroniğe birçok endüstriyel ürünün yanı sıra tıp ve diş hekimliğinde implant ve protezlerin üretilmesine kadar çok geniş bir alanda kullanılmaktadır. Bu sistemlerde restorasyonlar seramik bloklardan bilgisayar sistemleri yardımıyla ya da kopyalama tekniği ile tasarım ve üretim yoluyla elde edilmektedirler¹.

Son 30 yılda CAD/CAM teknolojisi diş hekimliğinde klinik ve laboratuvarlarda direkt olarak kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğine tanıtılan bu yeni teknoloji sayesinde dental restorasyonların yapımı için biouyumlu ve yüksek dayanıklılığa sahip yeni materyaller geliştirilmiştir².

İlk olarak 1970'li yıllarda Duret ve Preston dental CAD/CAM sistemini kullanmıştır. Ağız içinden alınan optik ölçüyle fonksiyonel şekle sahip kronlar üretmiş, daha sonra Sopha sistemini geliştirmiştir³. CEREC sistemi 1980'lerde Moermann ve Brandestini tarafından geliştirilmiştir. İlk dental CAD/CAM sistemi Fransa'da 1983'te Garanciere konferansında sunulmuştur. 1985'te klinik ortamında hazırlanan, herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilen ve ağızda uygulanan ilk kron protezi yapılmıştır⁴.

Sistemin temeli; çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak seramik, kompozit veya metal bloklardan kuronlar, köprüler ve sabit protez alt yapıları üretmesi esasına dayanır⁵.

1984 den günümüze Cerec, Duret, Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemler gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiş ve dental CAD/CAM sistemlerin son 20 yılda kullanımları gittikçe artmış, günümüzde CAD/CAM sistemleri oldukça popüler hale gelmiş, bu sistemlerle birlikte alümina ve zirkonyum polikristallerinin kullanımına başlanmıştır⁶.

Günümüzde CAD/CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tüm seramik kron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin üretilmesi ve implantların yerleştirilmesinden hemen sonra restorasyonların anında (immediat) olarak hazırlanabilmesine olanak tanıyan çalışma modellerinin üretilmesi gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır⁷. Bu sistem-

ler maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasında da kullanılmaktadır. CAD/CAM teknolojisi ayrıca implant destekli protezlerde kron, köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde de uygulanmaktadır⁸.

CAD/CAM uygulamaları beraberinde birçok avantajı da getirmiştir. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmış ve bekleme süresini kısaltmıştır. Daha iyi restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmelerini sağlamıştır. Hata potansiyelini oldukça azaltmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların da önüne geçmiştir. Tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı oluşturmamaktadırlar. Bu sayede çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkmıştır. CAD yazılımları sayesinde CAD/CAM sistemlerinden kazançlı çıkan başka bir grup ise laboratuvar teknisyenleri olmuştur. Alt yapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile dizayn edildikleri için teknisyenlerin işleri kolaylaşmıştır⁹. CAD/CAM'in kullanılması ile yeni materyallerin dental restorasyon yapımı için kullanılabilmesi mümkün olmuştur. Ayrıca; CAD/CAM teknolojisinin kullanılması, CAD ile materyalin özelliğine uygun optimal dizaynın tasarlanması ve kalite kontrolünün yapılabilmesini sağlamaktadır. Bir prefabrikte seramik bloğun kalite kontrolü üretici tarafından önceden yapılmıştır; bu yüzden de genellikle frezelenen üründe internal defektler bulunmamaktadır. Ancak geleneksel porselen yükleme ve fırınlama aşamaları sırasında çoğu kez internal pöröziteler oluşur. Üretim aşamaları ve veriler daha sonrası için kaydedilip, arşivlenebilir¹⁰.

CAD/CAM restorasyonların kullanımını kısıtlayan faktörlerin başında ise üretim maliyeti gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM sistemlerinden yararlanmak hala ekonomik değildir. Monokromatik blokların kullanılması ise ideal estetik beklentilerin karşılanmamasına neden olmaktadır. Derin subgingival marjinlere sahip restorasyonların bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmekte, bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir diş eti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir⁹.

CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemleri temel olarak 3 yapı içerir. Birincisi, preparasyonun intraoral veya ekstraoral olarak taranarak verinin toplanmasıdır. İkinci yapı CAD, yani restorasyonun bilgisayarda 3 boyutlu olarak planlanması ve tasarımını sağlar. Üçüncü yapı CAM ise, sanal olarak hazırlanmış restorasyonun üretiminin gerçekleştirilmesidir.

Verilerin toplanarak kaydedilmesi aşaması değişik CAD/CAM sistemlerinde farklılıklar göstermektedir. Verilerin toplanması mekanik veya optik sayısallaştırıcılar kullanılarak yapılır. Mekanik sayısallaştırıcı, tarayıcının dış ile göreceli olarak pozisyonunu koruyarak, prepare edilen diş yüzeyinin tamamının haritasını oluşturur^{11,12}. Optik sayısallaştırıcılar genellikle harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken, hastanın ufak bir hareketi hazırlanan restorasyonun uyumunu etkileyebilmektedir. Hızlı ve yüksek çözünürlüğe sahip veriler elde edilmesine olanak sağlamasının yanında gölgelenme ekstraoral optik sayısallaştırıcının dezavantajlarından. Yeni nesil tarayıcılarda modelin pozisyonu 3-5 aks üzerinde değiştirilerek istenilen bölgelerin tam olarak taranması sağlanabilmektedir. Gölge ve yansımalar için üretilmiş alçı ve yüzeyler için opak spreyleyler de mevcuttur¹³.

Bilgisayar ortamına kaydedilen veriler daha sonra bilgisayar yazılımı sayesinde noktacıklardan oluşan, üç boyutlu olarak her yöne çevrilebilen ve üzerinde düzeltme işlemlerinin yapılabildiği sanal bir modele dönüştürülmektedir¹⁴.

Tasarım aşamasında elde edilen 3 boyutlu restorasyon modelleri CAM uygulamaları ile malzeme formuna geçmeye hazır hale gelir. Bu aşamada çeşitli üretim sistemleri mevcuttur. Bunlardan en çok bilineni freze sistemleridir¹⁵.

İlk geliştirilen CAD-CAM sistemleri, restorasyonların yalnızca prefabrik bloklardan frezler veya elmas diskler kullanılarak frezelenmesi sayesinde üretilmesine olanak tanımaktaydı. 'Eksiltme yöntemi' olarak adlandırılan bu teknikte istenilen şekle ulaşmak için blok materyalden eksiltme yapılmaktadır¹². Bu yöntem etkin olsa da, tipik bir dental restorasyon elde edebilmek için prefabrik blokların %90'ı uzaklaştırılmakta dolayısıyla kalan kısım boşa gitmektedir¹⁶. Eksiltme yöntemine alternatif olarak günümüzde hızlı prototip üretimi gibi (üç boyutlu serbest-şekilli üretim/ solid free-form fabrication) 'ekleme' yoluyla üretim ya-

pan sistemler bulunmaktadır. Bu yöntemde, restorasyonun bilgisayar tasarımı, mevcut CAD/CAM sistemlerindeki kesme işlemine benzer bir işlem dizisi kullanılarak yapılmaktadır. Ancak kesme işlemi yerine işlem dizisi sırasında, seramik veya metal toz havuzundaki materyal sürekli eklemelerle sinterize edilerek restorasyon tamamlanmaktadır. Böylece boşa harcanan artık materyal kalmamaktadır.

Bazı CAD/CAM sistemleri ekleme ve eksiltme yöntemlerini birlikte kullanmaktadırlar. Bu yöntemlerden birinde (Procera, Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) prepare edilen dişin 3-boyutlu büyütülmüş metal dayı eksiltme yöntemiyle frezelenmektedir. Büyütülmüş day, final restorasyonun sinterizasyonundan sonra oluşacak büzülme kompanse etmek için kullanılmaktadır. Kullanılacak materyal, metal day üzerine toz halinde ve basınç ile ekleme yöntemiyle büyük bir blok oluşturacak şekilde uygulanmaktadır. Daha sonra oluşturulan blok, restorasyonun dış şeklini vermek üzere frezelenmektedir. Normalden büyük olarak hazırlanan restorasyon daydan uzaklaştırılır ve normal boyutlarına gelmesi için yoğun olarak sinterize edilmektedir¹⁷.

CAD/CAM sistemleri üretim metotlarına göre 3 gruba ayrılırlar;

• Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri Cerec

Tüm CAD/CAM sistemleri içinde Sirona (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany), CEREC ürün grubuyla hem klinikte hem de laboratuvarında kullanılan sistemlere sahip tek üreticidir. İlk olarak 1985 yılında kullanılmaya başlanmış olup, geliştirilen ilk CAD/CAM sistemidir. 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında CEREC 3 piyasaya sürülmüştür¹⁸. CEREC 3D, ağız içi kameranın ağızda sabit tutulmasıyla ayak pedalı yardımıyla görüntünün yakalanmasını sağlarken, CEREC AC ile bu işlem daha da geliştirilerek kamera ağızda sabit olarak tutulduğunda sistemin otomatik olarak görüntüyü yakalaması sağlanmıştır.

CEREC sistemiyle kullanılabilen bloklar feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş cam seramikler olduğu gibi, lityum disilikat gibi yüksek dirence sahip seramikler, nano seramikler ve geçici amaçla kullanılan blokları da içermektedir. Yücel ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada farklı tam seramik sistemlerin marjinal uyumları değerlendirilmiştir.

Çalışmada Cerec 3 ve IPS Empress 2 sistemlerinde marjinal açıklık bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır¹⁹.

E4D Dentist

2005 yılında piyasaya sürülen E4D Dentist sistemi, yansıtıcı toz olmadan intra-oral lazer tarayıcı (IntraOral Digitizer) ile diş preparasyonu tarayabilmektedir. Hekim birçok açıdan görüntü alarak veri noktalarını artırır, böylece yazılım doğru morfolojiyi bilgisayarda oluşturabilir²⁰.

Üretici firmanın online ücretsiz yazılım güncellemesi yapması bu sisteme ilave avantaj sağlamaktadır. Fakat kullanılacak malzeme çeşitliliğinin CEREC 3 kadar fazla olmaması sistemin önemli bir dezavantajıdır. Lösitle güçlendirilmiş seramik bloklar, lityum disilikat bloklar, nanoseramik ve geçici amaçla kullanılan bloklar E4D Dentist sistemi ile uyumludur.

• Laboratuvarında Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

Cerec InLab

2004 yılında laboratuvar kullanımı için üretilmiştir. Lazer tarayıcı (inEos Blue) ile çalışma modelin dijital görüntüsü alınır. Sistemin inEos Blue kısmı; tarayıcı, bilgisayar ve inLab 3D tarayıcı-tasarım yazılımını içermektedir. InEos Blue kısmının dışında frezeleme ve sinterleme cihazı da sistemde bulunmaktadır. Tasarım yazılımında bulunan patentli "biogeneric" özelliği ile hastanın mevcut dişlerine benzer morfolojide restorasyon yapılabilir. Bu şekilde yazılımda mevcut standart diş şekilleri değil, bireysel olarak her hastaya uygun morfolojide restorasyon yapılabilir. Tasarım bittikten sonra inLab MCXL frezeleme cihazıyla restorasyon hazırlanır. Bu cihaz ± 25 mikron hassasiyetle çalışmakta ve 10 üyeye kadar köprü frezeleyebilmektedir. Günde 40-60 üye restorasyon yapılabilir. Sinterleme fırını olan inFire HTC Speed ile 5 üye köprü 90 dakikada sinterlenebilmektedir²⁰.

CEREC inLab sisteminin diğer bir özelliği de zirkonya köprü altyapılarıyla beraber üzerine kullanılacak porseleni de freze ederek, daha sonra bu iki parçanın birbiriyle birleştirilmesine olanak vermesidir. CAD-on olarak adlandırılan bu sistemde elle yapılan porselen yığımları yerine, altyapıyla tam uyumlu ve okluzal morfolojisi cihazın CAD kısmıyla önceden belirlenmiş olan üst yapı hazırlanır. Özellikle lityum disilikat porselenin zirkonya

üzerinde kullanılması uzun dönem başarı açısından ümit verici görünmektedir²¹.

Guess ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Cerec 3 ve Cerec Inlab sistemleriyle preslenebilen porselenden (IPS e.max Press) hazırladıkları parsiyel kronların 3 yıllık klinik takibini yapmışlardır. Her iki sistemle de hazırlanan restorasyonların geniş madde kaybı olan posterior dişlerde güvenilir bir şekilde kullanılabilceğini belirtmişlerdir²².

DCS Preci-Fit

DCS Preci-fit sistem, 1990 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Cam seramik, metal, güçlendirilmiş seramikleri freze etmesinin yanı sıra, restorasyon altyapılarını tam sinterlenmiş bloklardan (DC-Zirkon) ve titanyumdan da (DC Titan) hazırlayabilen az sayıda CAD/CAM sisteminden bir tanesidir²³.

Att ve arkadaşları, 3 farklı üretim sistemiyle hazırlanmış zirkonya destekli köprülerin marjinal uyumunu karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre marjinal uyum, üretim sistemlerine göre değişkenlik gösterse de, test edilen üç sisteme ait marjinal aralık değerleri birbirlerinden istatistiksel olarak farklı bulunmamış, değerler klinik olarak kabul edilebilir sınırlar dahilinde bulunmuştur²⁴.

DCS Preci-fit sistemle hazırlanmış alumina ve zirkonya destekli 3,4,5 üyeli köprülerin marjinal uyumunun incelendiği çalışmada, marjinal aralık 60.5-74 μm olarak bulunmuş, çalışma sonucunda sistemin, klinik olarak kabul edilen 100 μm 'lik aralığın altında değer sağladığı belirtilmiştir²⁵.

Cercon

2002 yılında piyasaya sürüldüğünde sadece CAM sistemi olarak çalışan sistem, 2005 yılında sisteme 3 boyutlu optik tarayıcı (Cercon eye) ve Cercon Art CAD tasarım yazılımı eklendikten sonra tam bir CAD/CAM sistemi olmuştur. Her bir üye 20 saniyeden kısa surede, 10 mikron hassasiyetle taranabilmektedir. Tek üyeden 9 üyeye kadar yarı sinterlenmiş zirkonya blokları freze edebilir. 16 üyeye kadar köprü sinterlemesi yapılabilir. Cercon zirkonya sistemi Dentsply Ceramco tarafından geliştirilmiş ve zirkonya bazlı protezlerin üretilmesi için kullanılmaktadır. Dayanak diş hazırlandıktan sonra ölçü laboratuvara gönderilir ve model elde edilir. Dayanaklar ve kopinglerin mum modelasyonu yapılır, bilgisayar ortamında taranır ve 13500 C yapılacak sinterizasyondaki büzülmeyi

kompanze etmek için %20 daha büyük modelasyon hazırlanır.

Tsumita ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada Cercon köprülerin 28.1 aylık klinik takibi yapılmış, bu süre içinde restorasyonlarda kırık gözlenmemiştir²⁶.

Everest

Sistem; tarayıcı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine), sinterleme fırını (Everest Therm) ve bu üniteler arası koordinasyonu sağlayan ve tasarımın yapıldığı bilgisayardan oluşur. 5 eksenle frezeleme özelliği bulunmaktadır. Everest ve CEREC 3 sistemleriyle üretilmiş farklı bevel açılarında kopinglerin kenar bütünlüğünün karşılaştırıldığı çalışmada, koping kenarlarında chipping miktarı özellikle açısı 60° olduğunda belirgin olarak farklı bulunmuştur²⁷.

Cicero

Bilgisayar entegre edilmiş kron rekonstrüksiyonu yapmayı hedefleyen sistem diğer sistemlerde elde edilen tek tip renk problemini aşmak için dayanıklı kor üzerine seramik sinterlemektedir. Maksimum statik ve dinamik okluzal ilişkileri elde edebilen sistemde optik tarayıcı ünitesi, seramik sinterleme ve bilgisayar destekli kazıma ünitesi kullanılmaktadır.

Zeno Tec Sistem

2005 yılında piyasaya çıkan sistem, 3 boyutlu lazer tarayıcı, sinterleme fırını, freze makinesi ve vakumu içermektedir. Zirkonya blokların yanı sıra, titanyum ve Cr-Co köprü altyapıları da yapabilmektedir.

Stawarczyk ve ark. Zeno Tec sistem ve ZenoTec Zr bloklarını kullandıkları çalışmada, veneer üst yapı porselen yığıma ve presleme yöntemleriyle hazırlanmış ve yük karşılama kapasiteleri değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda preslenen veneer yapılmış kronların diğer gruba göre benzer veya daha iyi sonuç gösterdiği ortaya çıkmıştır²⁸.

• Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri Procera

1993 yılında Andersson ve Oden tarafından geliştirilmiş, bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) konseptini benimsemiş bir sistemdir. Başlangıçta bu sistem titanyum alt yapı ile düşük

ısı veneer porseleninin kombinasyonundan oluşan kron ve köprülerin yapımı için kullanılmaktaydı. Daha sonraları bu CAD/CAM teknolojisi Procera AllCeram kron yapımı için geliştirildi. Bu kronlar yoğun sinterize edilmiş, yüksek saflıkta alüminyum oksit kopingin düşük ısıyla AllCeram Veneer porseleni ile kaplanması ile elde edilirler²⁹.

Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak; alüminyum oksit alt yapıli restorasyonlar (Procera AllCeram), zirkonyum oksit alt yapıli restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum alt yapıli restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentler, implant üstü tüm seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü alt yapılarının üretimi mümkündür³⁰.

Modelin 20.000 ölçüm noktası veren taraması yapılır. Laboratuvara kurulan kompakt bir tarama cihazıyla alçı modelin taraması bittikten sonra elde edilen veriler internet yardımıyla ABD veya İsveç'te bulunan üretim merkezine gönderilir¹⁰.

Procera AllCeram sisteminde CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit (%99.5) altyapılar üretilmektedir³¹. Bununla birlikte zirkonyum oksit altyapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum altyapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentler, implant üstü tam seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü altyapılarının üretimi mümkündür (Ural, 2011). Procera kronları 5 ve 10.5 yıl takip eden bir çalışmada ise 5 yıllık başarı oranı % 97.7, 10 yılda ise % 92.2 olarak belirtilmiştir³².

Lava

2002 yılında piyasaya sunulan Lava tüm seramik sisteminde yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır. Sistem, özel tarayıcı (Lava Scan), kazıma ünitesi (Lava Form) ve sinterleme fırınından (Lava Therm) oluşmaktadır. Lava sisteminde dişsiz kısımlar ve prepare edilen dişler Lava Scan ile taranır, Lava CAD yazılımı otomatik olarak kenar dizaynı ve gövde tasarımı yapar. Dizayn işlemi sonrasında yarı sinterlenmiş ZrO₂ seramik blok Lava Form ile kazınır. CAM ünitesi 21 üye alt yapıya kadar müdahale gerektirmeden çalışabilir. ZrO₂ bloktan elde edilen alt yapı, olması gerektiğinden hacimce %20-25 oranında daha büyüktür. Sonrasında yapılan sinterleme işlemi ile hacimce küçülme sağlanarak zirkonyum alt yapıya gerçek boyutu, yoğunluğu ve direnci kazandırılır. Sinterlenen alt yapılar, zirkon-

yanın termal ekspansiyon katsayısı ile uyumlu olan Lava Ceram seramik materyali ile bitirilir³⁰.

Baldissara ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanmış zirkonya alt yapıların şeffaflığını incelemişler ve en fazla şeffaflığı Lava sistemle hazırlanmış alt yapılarda bulmuşlardır³³.

Tam Protezler ve CAD-CAM

Geleneksel bir tam protezin yapılabilmesi için genellikle 5 seans gereklidir. Diş hekimlerinin tam protez yapımından kaçınma nedenlerinden birisi de bu uzun randevulardır. Protezin yapım süresini kısaltırken biyouyumlu materyal kullanmak ve hassas protezler yapabilmek gereklidir.

Son günlerde CAD-CAM sistemleri tam protezlerin yapımında veya parsiyel protezlerin iskeletlerinin hazırlanmasında kullanılmaktadır¹. Williams ve arkadaşları hareketli parsiyel protezlerin iskeletini hızlı prototipleme, stereolitografik teknik kullanılarak yapmışlardır. Bu amaçla lazer sinterleme yöntemi kullanılmaktadır. Bu şekilde korozyon direnci yüksek Cr-Co bir iskelet elde edilebilmektedir. Pasif uyumu geleneksel yöntemlerle karşılaştırılabilecek kadar iyidir³⁴. Maeda ve arkadaşları^{35,36} bilgisayar destekli tam protez yapımını gösteren ilk çalışmayı 1994 yılında yapmışlardır. Üç boyutlu lazer litografi tekniği ile protezin plastik iskeletini elde etmişler ve foto-polimerize bir rezin ile de protez kaidelerini yapmışlardır. Diş renginde kompozit rezin ile diş formu elde etmişler daha sonra protezin iki parçasını otopolimerize rezin ile yapıştırarak polisajını yapmışlardır. 1997 yılında Kawahata ve arkadaşları³⁶ dijital kontrollü kazıma ünitesinden tam protezin mum modelasyonunu elde etmişler ve bu prosedür için ileri çalışmalara ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir. Wu ve arkadaşları³⁷ 2010'da hızlı lazer formasyon yöntemi kullanarak titanyum altyapılı total protez yapmışlar ve metal altyapılı tam protez uygulamalarının bilgisayar ortamında daha hızlı ve ucuz elde edilebileceğini bildirmişlerdir. Busch ve Kordass 2006 yılında dişsiz modelleri lazer tarayıcılar ile taramışlar dijital diş dizimini anatomik ölçümler ve ortalamalara göre yapmışlardır. 2011' de Kanazawa ve arkadaşları³⁸ hastanın önceden var olan total protezlerini taramışlar, takım dişler ile birlikte üç boyutlu 'cone beam' bilgisayarlı tomografi çekerek mukozal yüzeylerin ve çeneler arası ilişkinin kaydını almışlardır. Üç boyutlu CAD yazılımı

kullanarak sanal protezleri hazırlamışlar ve daha sonrasında dişlerin manual olarak yapıştırılacağı kaideler meydana getirmişlerdir. Goodacre ve arkadaşları³⁹ 2012' de prepolimerize polimetilmetakrilattan kazıma yöntemiyle CNC ile ilk total protezi yapmışlardır.

CAD/CAM Tam Protezlerin Avantajları;

CAD/CAM ile yapılan tam protezlerde en önemli avantaj randevu sayısının 2' ye kadar düşürülebilmesidir. Bu durum özellikle bakıma muhtaç olan fiziksel durumu çoklu randevulara gelmek için uygun olmayan ileri yaşlı bireyler için önemlidir. Hazır akrilik bloklardan yapılan üretim sayesinde geleneksel yöntemle elde edilen aksine pörözitenin engellenebilmesi ile bakteri ve mantar tutulumu en aza indirilebilir. Ufak düzenlemeler ile ideal oklüzal uyum sağlanabilir. Dişsiz boşluklar dijital olarak kaydedileceği için olası problemlerde data üzerinden yeniden üretim yapılabilir ve yapılacak olan tam dişsizlik çalışmalarında standardizasyon sağlanabilir⁴⁰.

CAD/CAM Tam Protezlerin Dezavantajları;

Piyasada bulunan CAD/CAM tam protez sistemlerin hiç birisi klinisyenlere kusursuz protezler sunamamakta mutlaka klinik bazı uyumlamalar ve ayarlamalar gerekmektedir. Bu sistemler her ne kadar randevu sayısını azaltsa da yaygın olmadığı ve pek çok klinisyen tarafından kullanımı bilinmediği için öğrenilmesi esnasında uygulayıcıya bağlı bir çok komplikasyon oluşabilir. Oklüzal dikey boyut, yanak ve dudak desteği ve çeneler arası ilişkinin sağlanmasında devam eden bazı sorunlar vardır. Mandibular oklüzal düzlemin oluşturulması ise neredeyse imkansızdır. Yaygın kullanımı olmaması sebebiyle geleneksel yöntemlerden daha ucuz değildir. Önemli bir diğer dezavantaj ise hasta ve hekim açısından dişli prova aşamasının yapılmasıdır^{40,4}.

Sonuç

Mevcut CAD/CAM sistemleri, birbirinden farklı avantajlar sağlayan, ancak sınırlamaları da bulunan, değişik özelliklere sahiptir. Henüz hiçbir sistem geleneksel yöntemler ile elde edilen bir restorasyonu tam olarak üretme yetisine sahip değildir.

CAD/CAM sistemlerinin pek çoğunda kullanılan materyallerin mekanik özelliklerini, ısı

işlemler sonrasında oluşabilecek fiziksel değişikliklerini ve doğal dişler ile uyumlarını araştıran çalışmalar halen sınırlıdır.

Gelecekte özellikle bu eksiklikleri gidermeye yönelik çalışmaların yanı sıra, farklı CAD/CAM sistemlerin üretim tekniklerini ve bu sistemler ile hazırlanmış restorasyonların klinik takip çalışmalarını içeren çalışmalar da planlanmalıdır. Bu sistemlerinin maliyetinin düzenlenmesiyle CAD/CAM teknolojisinin diş hekimlerinin rutin uygulamaları arasına gireceği düşünülmektedir.

İletişim Adresi:

Dr. Mustafa Erhan Sarı,
Ondokuz Mayıs Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi,
Pedodonti A.D., Samsun
Telefon: +90 505 2384285
E-mail : dterhansari@hotmail.com

KAYNAKLAR

1. Willer J, Rossbach A and Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system, *J Prosthet Dent* 1998; 80:346-53.
2. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204:505-11.
3. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1991;1:150-4.
4. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988;11:715-20.
5. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part2: core and venner materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:10-5.
6. Griggs JA. Recent advances in materials for allceramic restorations. *Dent Clin North Am*.2007;51:713-27.
7. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: A CAD/CAM system. *J Am Dent Assoc* 1989; 118: 703-7.
8. Raigrodski, AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review, *Dent. Clinics North Am* 2004;48:531-44.
9. Karaalioğlu OF, Yeşil Duymuş Z. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *AÜ. Diş Hek. Fak. Derg.* 2008;18(1): 25-32.
10. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28:44-56.
11. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent* 2007;97:389- 94.
12. Witkowski S. CAD-CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol* 2005; 28: 169-84.
13. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit Restorasyonlarda CAD-CAM Uygulamaları. *HÜ Diş. Hek. Fak. Derg.* 2008;32:58-72.
14. Sertgöz A, Balcı B. Diş Hekimliğinde CAD-CAM Teknikleri. *Türk Diş Hek. Bir. Derg.* 2007;102:61-67.
15. Russell M, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. Uter A new computer assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quitessence Int* 1995;126:757-63.
16. Baysal B. Dişhekimliğinde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim. *Dentalife* 2007 Haziran;18-22.
17. Ural C. Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve Cad/Cam uygulamaları. *Dirim Tıp Derg.* 2011;86:27-38.
18. Mormann WH., Brandestini M., Lutz F. The Cerec system: computerassisted preparation of direct ceramic inlays in one setting. *Quintessenz* 1987;38:457-70.
19. Yücel MT, Aykent F, Avunduk MC. In vitro evaluationof the marginal fit of different all-ceramic crowns. *J Dent Sci* 2012, doi:10.1016/j.jds.2012.05.009.
20. Çelik G, Üşümez A, Sarı T. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dent J* 2013;16:74-82.
21. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res* 2011;90:937-952.
22. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CFJ. Allceramic partial coverage restorations-Midterm results of a 5- year prospective clinical splitmouth study. *J Dent* 2009;37:627-37.
23. Liu PR, Essig ME. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29:482-93.
24. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide threeunit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009;101:39-247.
25. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001;26:367-74.
26. Tsumita M, Kokubo Y, Ohkubo C, Sakurai S, Fukushima S. Clinical evaluation of posterior all-ceramic FPDs (Cecon): a prospective clinical pilot study. *J Prosthodont Res* 2010;54:102-5.
27. Giannetopoulos S, van Noort R, Tsi trou E. Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *J Dent* 2010;38:980-6.
28. Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hammerle CHF. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mat* 2011;27:1045-53.
29. Raigrodski, AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review, *Dent. Clinics North*

Am 2004;48:531-544.

30. Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. Atatürk Ün. Diş Hek. Fak. Derg.2009;19: 61-7.

31. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent 2007;98:389-404.

32. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. Int J Prosthodont 2001;14:504-9.

33. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. J Prosthet Dent 2010;104:6-12.

34. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. J Prosthet Dent 2006; 96: 96-9.

35. Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. Int J Prosthodont 1994; 7: 17-21.

36. Kawahata N, Ono H, Nishi Y, Hamano T, Nagaoaka E. Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM. J Oral Rehabil 1997; 24: 540-548.

37. Wu J, Gao B, Tan H, Chen J, Tang CY, Tsui CP. A feasibility study on laser rapid forming of a complete titanium denture base plate Lasers Med Sci, 2010;25; 309–15.

38. Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. Dent Mater J 2011; 30: 93-6.

39. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. J Prosthet Dent, 2012;107;34–46.

40. Bidra A.S., Taylor T.D., Agar J.R. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives J Prosthet Dent, 2013;109; 361–6



***Nifedipin kullanımına bağlı dişeti büyümesi olan hastanın oral rehabilitasyonu:
Bir olgu sunumu***

***Oral rehabilitation of a patient with gingival hyperplasia caused by Nifedipine:
A case report***

Figen Öngöz DEDE, Doğu Ömür DEDE**, Şeyma Bozkurt DOĞAN*, Sevda KURT***, Umut BALLI**

ÖZET

Giriş. Arteriyel hipertansiyon, angina pectoris ve kardiyak aritmi tedavisinde sıklıkla kullanılan bir ajan olan nifedipinin en yaygın oral komplikasyonlarından biri aşırı dişeti büyümesidir. Bu vaka raporunda, ağız kokusu, kanama şikâyeti ile kliniğimize başvuran ve nifedipin kullanımına bağlı yaygın dişeti büyümesi olan bir kadın hastanın oral rehabilitasyonu sunuldu.

Birey ve Yöntem: 46 yaşındaki bayan hastanın ağız içi muayenesinde şiddetli generalize dişeti büyümesi, dişlerinde migrasyon, kötü oral hijyen; radyografik değerlendirmesinde ise ileri derecede alveoler kemik kaybı gözlemlendi. Faz 1 periodontal tedaviyi takiben flep ve gingivektomi operasyonu ile dişeti büyümeleri uzaklaştırıldı, iyileşme sonrasında hastanın protetik rehabilitasyonu yapıldı. Yapılan destekleyici periodontal tedavi takiplerinde dişetlerinde tekrar büyümelere rastlanmadı.

Sonuç: Bu olgu sunumu, dikkatli plak kontrolü, uygun cerrahi müdahale, düzenli periodontal kontroller ile mevcut diş eti büyümelerinin ilaç kullanımının kesilmesine gerek kalmadan kontrol altına alınabileceğine, bu tür vakalarda ağız ve diş bakımının önemine dikkat çekmek amacı ile sunulmuştur.

Anahtar Kelimeler: Aşırı dişeti büyümesi, Nifedipin, Protetik tedavi.

ABSTRACT

Aim. Nifedipine is an increasingly used medication for treatment of angina pectoris, cardiac arrhythmias and arterial hypertension and its one of the most common oral complication is gingival overgrowth. In this case report an oral rehabilitation of a female patient who has been referred to our clinic with halitosis, gingival bleeding and overgrowth, was shown.

Case and Method. After 46-year-old woman patient's intraoral and radiographic examination, severely generalized gingival overgrowth, tooth migration, poor oral hygiene and alveolar bone loss was examined. Phase 1 periodontal treatment and full mouth flep and gingivectomy operations were performed respectively and the prosthetic rehabilitation was made after healing process. During the patient's two year maintenance period with supportive periodontal treatment, no new gingival overgrowth was detected.

Conclusion. This case report was presented with the aim to draw attention not only for the importance of oral and dental care but also the existing gingival overgrowth can be controlled with careful dental plaque control, appropriate surgical intervention and regular periodontal control without the need to discontinue drug administration.

Key Words: Gingival overgrowth, Nifedipine, Prosthetic treatment.

* Yrd.Doç.Dr., Bülent Ecevit Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji A.D., Zonguldak.

** Yrd.Doç.Dr., Ordu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi A.D., Ordu.

*** Araş.Gör., Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji A.D., Samsun.

Giriş

Dişeti büyümesi; dental plağa bağlı enflamasyon, çeşitli ilaçların kullanımı, sistemik hastalık ve neoplastik koşullar gibi birçok faktörle ilişkili olarak meydana gelebilmektedir. Dişeti büyümesine sebep olan ilaçlar; immünsüpresif ilaçlar, antikonvülsanlar, kalsiyum kanal blokörleridir¹.

Nifedipin, hipertansiyon, angina pektoris ve ventriküler aritmiler gibi kardiyovasküler hastalıkların tedavisinde sıklıkla kullanılan bir kalsiyum kanal blokörüdür¹. Bu ilaç dişeti bağ dokusunun ekstrasellüler matriksinde bir artış oluşturacak şekilde fibroblastların fonksiyonlarını etkilemekte ve dişeti büyümesine yol açmaktadır². Nifedipine bağlı dişeti büyümesinde uzamış rete-peglerin varlığı ve epitel kalınlığında artış rapor edilmiştir^{3,4}. Ayrıca nifedipinin endotelial hücrelerin^{5,6} ve keratinositlerin⁷ apoptozisini bloke edebileceğini gösteren çalışmalar da mevcuttur.

Nifedipine bağlı diş eti büyümeleri çoğunlukla maksilla ve mandibula anterior bölgede, interdental alandan başlamakta ve zamanla nodül şeklini almaktadır. Nodüler şekildeki bu büyümeler diş kuronunun tamamını ya da bir kısmını kaplayarak estetik ve fonksiyonel problemlere sebep olabilmektedir. Ayrıca dişeti konturundaki bu artışın, plak birikimini artırarak enflamasyon, dişlerde migrasyon ve periodontal hasarlara neden olabileceği belirtilmiştir⁸.

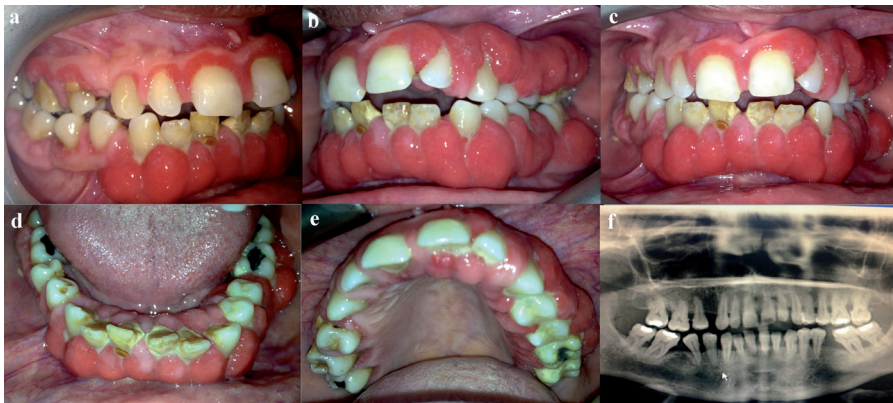
Bu vakada, nifedipin kullanımına bağlı dişeti büyümeleri olan bir hastanın periodontal tedavisi, mevcut parsiyel dişsizliklerin protetik rehabilitasyonu ve hastanın iki yıllık takibi konuyla ilgili literatürler ışığında sunuldu.

Olgu Sunumu

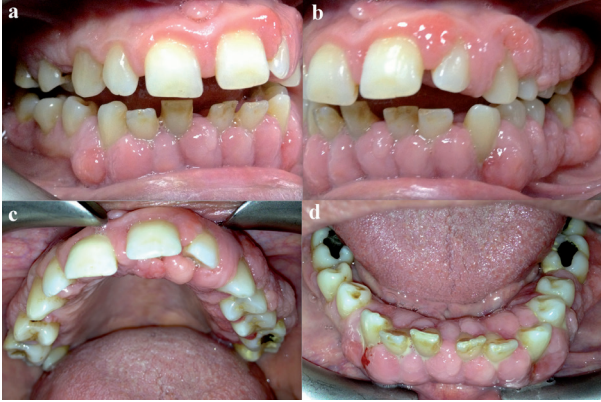
Bülent Ecevit Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji Anabilim Dalı'na, 46 yaşındaki bayan hasta ağız kokusu, dişetlerinde büyüme ve kanama şikâyetleri nedeniyle başvurdu. Hastadan alınan medikal anamnez doğrultusunda, 17 senedir hipertansiyon hastası olduğu ve bu nedenle günde 20mg nifedipin kullandığı öğrenildi. Hastanın klinik muayenesinde oral hijyeninin oldukça kötü olduğu, yaygın supra ve subgingival diş taşlarının mevcudiyeti, alt ve üst çenesinde şiddetli generalize, koyu kırmızı renkte, ağrısız, lobüler şekilli dişeti büyümeleri ve dişlerde migrasyon olduğu tespit edildi (Resim 1a,b,c,d,e). Oral hijyen sağlamasındaki zorluklara bağlı olarak dişetlerinin hiperemik ve sondalamada kanamanın mevcut olduğu izlendi (Resim 1a,b,c,d,e). Dişeti büyüme indeksi Ingles ve ark. göre klinik muayene ile değerlendirildi ve bu indekse göre dişetlerinde 3. derece büyüme olduğu saptandı⁹.

Radyografik değerlendirmede ise ileri derecede alveoler kemik kayıpları gözlemlendi (Resim 1f). Yapılan medikal konsültasyon sonucunda, hastanın yapılacak faz 1 ve cerrahi tedaviler açısından herhangi bir risk taşımadığı öğrenildi. Hastaya yapılacak işlemlerle ilgili bilgi verilip kendisinden bilgilendirilmiş onam formu alındı. Hastaya oral hijyen eğitimini takiben faz 1 periodontal tedavi uygulandı (Resim 2a,b,c,d).

Tedavinin altıncı haftasında mevcut dişeti büyümeleri alt ve üst çeneye uygulanan lokal anesteziyi takiben 15 ve 12 nolu bistüri uçları, gingivektomi bıçakları yardımıyla modifiye widman flep ve konvansiyonel gingivektomi yöntemiyle uzaklaştırıldı.

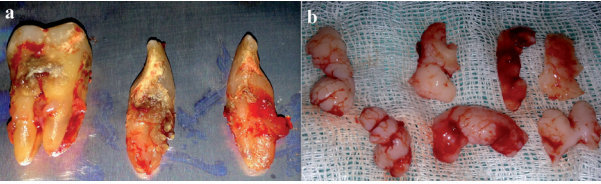


Resim 1. Nifedipin tedavisi altındaki hastanın a,b) ağız içi sağ/sol sagittal, c) ağız içi görüntüsü



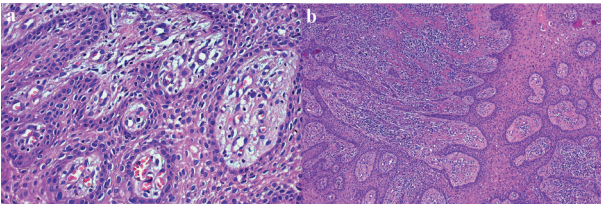
Resim 2. Hastanın Faz 1 periodontal tedavi sonrası ağız içi a, b) sağ/sol sagittal ve c, d) alt ve üst çene oklüzal görünümü.

Hem kemik içi hem kemik üstü ceplerin varlığı nedeniyle planlamada flep operasyonu, gingivektomi, gingivoplasti operasyonu birlikte uygulandı. Operasyon esnasında periodontal açıdan problemlili ve ileride protetik tedavi için sıkıntı oluşturabilecek aşırı alveoler kemik kaybı olan dişlerin çekimi gerçekleştirildi. (Resim 3).



Resim 3. a) Çekimi yapılan dişler ve b) gingivektomi sonrası uzaklaştırılan dişeti dokularının görünümü.

Cerrahi müdahaleden sonra hastaya analjezik-anti-inflamatuar, antibiyotik ve klorheksidin içerikli gargara reçete edildi; iyileşme sırasında herhangi bir problemle karşılaşılmadı. Alınan dişeti dokuları Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi Patoloji Anabilim Dalı'na gönderildi. Dişeti dokularının histopatolojik değerlendirmesinde; parakeratozis ve akantozis gösteren kalın epitel tabakası ve düzensiz rete pegler gözlemlendiği, bağ dokusu plazma hücrelerinden oluşan enflamatuar hücre infiltrasyonu ile birlikte koyu fibriller içerdiği ve enflamatuar papiller hiperplazi tanısı konuldu (Resim 4).



Resim 4. Lezyonun histopatolojik olarak genel görünümü a) HEx200, b) HEx100

Dişeti büyümelerinin tedavileri tamamlanarak hasta protetik tedavi için uygun hale getirildi. Protez planlamasına göre ileride risk oluşturacak dişler çekildi ve 3 aylık iyileşme periyodunun ardından, protetik rehabilitasyona geçildi. Hastanın 14 numaralı diş eksikliğinin giderilmesi amacıyla 14, 15 ve 16 numaralı dişleri için sabit bölümlü protez ve mandibular parsiyel dişsizliğin giderilmesi için ise hareketli bölümlü protez yapılarak hastanın oral rehabilitasyonu sağlandı (Resim 5).



Resim 5. Hastanın protetik tedavi sonrası a, b) ağız içi sağ/sol sagittal, c) ağız içi frontal ve d) genel görünümü.

Hastanın uygulanan tedaviler sonrasındaki 2 yıllık takibi sonucunda, nifedipin kullanmaya devam etmesine rağmen dişeti büyümesinin nüksüne dair herhangi bir belirti gözlemlenmedi ve herhangi bir komplikasyona rastlanmadı (Resim 6).

Tartışma

Yapılan çalışmalarda, nifedipin kullanımına bağlı diş eti büyümelerinin patogenezi hakkında net bir bilgi sunulamamaktadır^{10,11,12,13}. Ancak farklı çalışmalar, nifedipine bağlı dişeti büyümesinde kalsiyum mekanizmasına bağlı^{10,11} İnterlökin (IL)-2 üretiminin uyarılmasının dolaylı etkisinin veya transforme edici büyüme faktörü-beta (TGF-β), bazik fibroblast büyüme faktörü (bFGF) ve heparan sülfat glikozaminoglikanın rolünün olabileceğini bildirmişlerdir^{10,12}. Ayrıca, bazı dişeti büyümelerinin ise bu mekanizmaların sinerjik etkisi ile oluşabileceğini ileri sürmüşlerdir¹⁰. Nifedipine bağlı dişeti büyümesinin oluşum mekanizması tam olarak bilinmemesine rağmen, klinik görünümde karakteristik olarak interdental bölgede başlangıç gösterdiği ve nodüler tarzda büyüme olduğu rapor edilmiştir⁸. Büyümelerin çoğunlukla maksilla ve mandibula anterior bölgede ve enflamasyonun yoğun olduğu bölgelerde izlendiği, sağlıklı ve dişsiz bölgelerde gözlemlenmediği bildirilmiştir⁸. Ayrıca ilaca bağlı



Resim 6. 2 yıllık klinik takip sonrasında, dişeti büyümelerinin tekrar oluşmadığı gözlemlendi. a, b) ağız içi sağ/sol sagittal, c,d) ağız içi frontal ve d,e) genel görünümü.

dişeti büyümelerinin vakamızda da gözlemlendiği gibi plak birikimini artırarak enflamasyona, dişlerde migrasyona ve periodontal hasarlara neden olabileceği de bildirilmiştir⁸. Bu vaka sunumu, klinik görünüm olarak literatürle uyumludur.

İlaça bağlı dişeti büyümelerinde kötü ağız hijyeni, yaş, genetik faktörler, tedavi süresi gibi durumların rolü olduğu düşünülmektedir^{8,13,14}. Hastamızın oral hijyeninin oldukça kötü olması, ağız içi yaygın supra/subgingival diş taşlarının mevcudiyeti ve periodontal problem varlığı bu durumu desteklemektedir. Bununla beraber, literatürde ilaca bağlı dişeti büyüme şiddetinin genç hastalarda yaşlılara göre çok daha fazla olduğu rapor edilmiştir¹⁴. Ancak bu olgudaki hastanın 46 yaşında olmasına rağmen oldukça şiddetli diş eti büyümelerine sahip olduğu gözlenmiştir.

İlaç dozu ve kullanım süresinin dişeti büyümeleri ile ilişkisini değerlendiren birçok çalışma bulunmakta olup, bu çalışmaların bazılarında; nifedipin dozu ile dişeti büyümelerinin açık bir ilişkisinin olmadığı rapor edilmiş^{8,11} bazılarında ise aksine ilişkinin varlığını savunan sonuçlar rapor edilmiştir¹². 17 yıldır tansiyon hastası olan bu vakada ise hastamız nifedipini 20 mg gibi düşük bir dozda ancak uzun süredir almakta olup, dişeti büyümelerinin ilaç kullanımını sonrasında başlayıp zamanla artış gösterdiğini bildirmiştir.

Castro ve ark., nifedipin kullanan hastaların gingival dokularında yüksek miktarda uzamış rete peglerin var olduğunu tespit etmişlerdir⁴. Ayrıca yapılan araştırmalar sonucunda, nifedipin kullanan hastaların epitel hücrelerinde mitotik aktivitede bir artış olduğu¹⁵ ve bağ dokusundan orijin alan mitojenik faktörlerin etkisi ile keratinositlerin

proliferasyonunun olabileceği bildirilmiştir¹⁶. Keratinositlerin yüksek proliferasyon oranının, ilacın epitele direkt etkisi nedeni ile değil fibroblastlar ve epitel hücreleri arasındaki etkileşimler aracılığı ile oluştuğu düşüncesi kabul görmüştür⁴. Bu olguda yapılan histopatolojik inceleme sonucunda; parakeratozis ve akantozis gösteren kalın epitel tabakası ve düzensiz rete pegler gözlemlendiği, bağ dokusu plazma hücrelerinden oluşan inflamatuvar hücre infiltrasyonu ile birlikte koyu fibriller içerdiği tespit edilmiş olup bu bulguların yapılan diğer çalışmalarla uyumluluğu gözlenmektedir.

Nifedipine bağlı diş eti büyümesi olan hastalarda, ilacın değiştirilmesi, kesilmesi ve dozunun düşürülmesi ile büyümelerde kendiliğinden gerilemelerin olabileceği bildirilmiştir^{8,13}. İlaç planlamasında değişiklik mümkün olmadığı durumlarda ise büyümelerin cerrahi tedavisi önerilmektedir¹³. Bu vakanın tedavi planlaması aşamasında hastamızın hekimine ilaç değişimi veya kesilmesinin uygun olup olmadığı konusunda konsültasyon yapıldı. Ancak hekimin ilacın kesilmesi, dozaj düşürülmesi ya da başka bir ilaçla değişimi konusundaki olumsuz görüşü neticesinde, tedavide oral hijyen ve cerrahi müdahale yöntemi üzerine yoğunlaşıp, iyileşmeyi takiben protetik rehabilitasyon gerçekleştirildi. Hastamızın idame tedavisini yaparken enflamasyonun yoğunluğunun büyüme şiddetini artırdığı¹² görüşünden yola çıkarak plak ve enflamasyonun kontrolünün sağlanması için düzenli kontrollerle uygun hijyen şartlarını sağlamaya çalıştık. Hastanın uygulanan tedaviler sonrasındaki 2 yıl süren kontrollerinde, nifedipin ile tedavisinin devam etmesine rağmen dişeti büyümesinin nüksüne dair herhangi bir belirti gözlenmedi.

Dişetindeki lokal enflamatuvar faktörler ilaca bağlı dişeti büyümesini tetiklediği ve dikkatli plak kontrolüyle bu tip büyümelerin önlenilebileceği belirtilmektedir. Bu hastalarda genellikle ilacın dozunun azaltılması, ilacın kesilmesi, ilacın bir başka ilaçla değiştirilmesi mümkün olamamaktadır. Cerrahi tedaviyi takiben yapılan uygun plak kontrolü dişeti büyümesinin nüksünü engelleyecektir. Sonuç olarak, bu hastalarda ilacın yan etkilerinin en az seviyede olabilmesi için lokal inflamatuvar faktörlerin ortadan kaldırılması ve hastaların periodontal olarak düzenli kontrollerinin yapılması gerekmektedir.

İletişim Adresi:

Yrd. Doç. Dr. Figen Öngöz DEDE
Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
Periodontoloji AD, Zonguldak, Türkiye.
Tel: +90 506 7354313
Faks: +90 372 2613403
E-posta: figen_ongoz@hotmail.com

Kaynaklar

1. Fermin A, Carranza FA, Hogan EL. Gingival enlargement. In: Newman MG, Takei HH, Klokkevold PR, Carranza FA, eds. Carranza's clinical periodontology. 11th ed. St. Louis: Elsevier Inc.; 2012.p.89.
2. Nishimura F, Naruishi K, Yamada T et al. Cathepsin-L, a key molecule in the pathogenesis of drug-induced and I-cell disease-mediated gingival overgrowth: a study with cathepsin-L-deficient mice. *Am J Pathol* 2002;161:2047-52.
3. Barak S, Engelberg IS, Hiss J. Gingival hyperplasia caused by nifedipine. Histopathologic findings. *J Periodontol* 1987; 58:639-42.
4. Castro LA, Elias LS, Oton-Leite AF et al. Long-term effects of nifedipine on human gingival epithelium: a histopathological and immunohistochemical study. *J Oral Sci* 2010;52:55-62.
5. Sugano M, Tsuchida K, Makino N. Nifedipine prevents apoptosis of endothelial cells induced by oxidized low-density lipoproteins. *J Cardiovasc Pharmacol* 2002;40:146-152.
6. Yamagishi S, Inagaki Y, Abe R, Kikuchi S, Sasaki N, Takeuchi M. Nifedipine inhibits apoptotic cell death of cultured endothelial cells induced by tumor necrosis factor-alpha. *Drugs Exp Clin Res* 2003;29:141-145.
7. Shimizu Y, Kataoka M, Seto H, Kido J, Nagata T. Nifedipine induces gingival epithelial hyperplasia in rats through inhibition of apoptosis. *J Periodontol* 2002;73:861-867.
8. Hallmon WW, Rossmann JA. The role of drugs in the pathogenesis of gingival overgrowth: A collective review of current concepts. *Periodontol* 2000 1999;21:176-196.
9. Inglés E, Rossmann JA, Caffesse RG. New clinical index for drug-induced gingival overgrowth. *Quintessence Int* 1999;30:467-473.
10. Marshall RI, Bartold PM. A clinical review of drug-induced gingival overgrowths. *Aust Dent J* 1999;44:219-232.
11. Thomason JM, Seymour RA, Rice N. The prevalence and severity of cyclosporin and nifedipine-induced gingival overgrowth. *J Clin Periodontol* 1993;20:37-40.
12. Subramani T, Rathnavelu V, Alitheen NB. The possible potential therapeutic targets for drug induced gingival overgrowth. *Mediators Inflamm* 2013;2013:639468.
13. Brunet L, Miranda J, Farré M, Berini L, Mendietta C. Gingival enlargement induced by drugs. *Drug Saf* 1996;15(3):219-231.
14. Thomason JM, Seymour RA, Ellis JS et al. Iatrogenic gingival overgrowth in cardiac transplantation. *J Periodontol* 1995; 66(8): 742-746.
15. Saito K, Mori S, Tanda N, Sakamoto S. Expression of p53 protein and Ki67 antigen in gingival hyperplasia induced by nifedipine and phenytoin. *J Periodontol* 1999;70(6):581-586.
16. Das SJ, Olsen I. Keratinocyte growth factor is upregulated by the hyperplasia-inducing drug nifedipine. *Cytokine* 2000;12:1566-1569.



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

The Journal of Ondokuz Mayıs University Faculty of Dentistry



2015;16(2):69-74

Kabul Tarihi: 25.04.2016

Supernumerer dişlerin daimi dişlenme dönemindeki ortodontik tedavisi: Bir olgu sunumu

Orthodontic treatment of supernumerary teeth in permanent dentition: A case report

Sabahat YAZICIOĞLU*

ÖZET

Supernumerer dişler gömülü kalma, çapraşıklık, komşu dişlerin ektopik sürmesi, kök rezorpsiyonu, kist oluşumu gibi komplikasyonlara neden olabilirler. Bu nedenle estetik ve patolojik problemler oluşturmadan erken dönemde uzaklaştırılmaları gerekir. Bu vaka raporu erken teşhis edilemeyen iki supernumerer dişin neden olduğu malokluzyonun daimi dişlenme dönemindeki ortodontik tedavisini sunmaktadır. Supernumerer dişlerin cerrahi olarak uzaklaştırılmasından sonra sabit ortodontik tedavi ile estetik ve fonksiyonel bir okluzyon elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Supernumerer diş, Ortodontik tedavi, Daimi dişlenme.

ABSTRACT

Supernumerary teeth may lead complications such as impaction, crowding, ectopic eruption of adjacent teeth, root resorption, cyst formation. Therefore, they must be removed without causing esthetic and pathological problems in the early period. This case report presents in permanent dentition period orthodontic treatment of malocclusion caused by the two supernumerary teeth that could not be diagnosed early. Esthetic and functional occlusion was obtained with fixed orthodontic treatment after surgical removed of supernumerer teeth.

Key Words: Supernurary teeth, Orthodontic treatment, Permanent dentition.

Giriş

Supernumerer dişler, odontogenezis bozukluğu sonucu oluşan ve normal dişlenmeye göre fazla olan dişlerdir^{1,2}. Tek başına ya da çoklu sayıda olabilirler. Tek taraflı ya da çift taraflı izlenebilirler. Maksilla da, mandibulada ya da ikisinde birlikte görülebilirler². Çok sayıdaki fazla diş kompleks bir problemin göstergesidir ve bir sendrom ya da konjenital bir anomaliden kaynaklanabilir³. Supernumerer dişler hem süt hem de daimi dişlenmede oluşabilir⁴. Daimi dişlenme yaklaşık olarak süt dişlenmenin iki katı kadar etkilenir⁵. Süt dişlenmede cinsiyet dağılımı önemli olmadığı halde, daimi dişlenmede erkekler kadınlardan yaklaşık olarak iki kat daha sıklıkla etkilenir⁶. Supernumerer dişlerin %90'ı premaksiller bölgede bulunur^{3,7}. İki üst santral kesici diş arasındaki mesiodens en sık görülen supernumerer dişdir. Onu maksiller lateral kesici, mandibular premolar, maksiller kanin, maksiller premolar, mandibular lateral kesici ve mandibular kanin diş takip eder⁷. Normal şekil ve boyuttaki supernumerer dişler supplemental ya da incisiform; anormal şekilli ve küçük boyutlu konik, molar diş şeklindeki dişler rudimentary olarak tanımlanır⁴. Tuberculate tip supernumerer dişler bir ya da daha fazla tuberküle sahiptir. Sıklıkla fıçı şeklindedir. Kök oluşumları daimi kesicilerle karşılaştırıldığında tamamlanmamıştır⁸. Supernumerer dişler, gömülü kalma, komşu dişlerin ektoptik sürmesi, çapraşıklık, oronazal fistül, komşu dişlerin migrasyonu, komşu dişlerin kök rezorpsiyonu, foliküler kistlerin oluşumu, rotasyonlar, retansiyon, pulpa nekrozu, diastema gibi komplikasyonlarla ilişkili olabilirler^{9,10}. Supernumerer dişlerin yaklaşık olarak %75'i gömülü ve asemptomatiktir. Genellikle radyografik değerlendirme sırasında tesadüfen tespit edilirler¹¹. Supernumerer dişlerin daimi dişlerde gömülü kalmaya neden olmadan tamamen sürebilmeleri daha düşük bir olasılıktır. Bu vaka raporu da, biri tuberculate diğeri supplemental şekilli, sürmesini tamamlamış iki adet mesiodense sahip ve bütün daimi dişleri sürmüş 13 yaşındaki kız hastanın ortodontik tedavisini sunmaktadır.

Olgu Sunumu

Üst dişlerindeki çapraşıklık şikayeti ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D. kliniğine başvuran 13 yaşındaki kız hastanın tıbbi anamnezinde herhangi bir sistemik hastalığı olmadığı tespit edilmiştir.

Ağız dışı klinik değerlendirmede, konveks bir profil ve istirahat halinde tam olarak kapatılmayan dudaklar izlenmiştir. Ağız içi değerlendirmeye göre, daimi dişlenme dönemindeki hastada sağ tarafta Angle Class I molar ilişki izlenirken, sol tarafta üst daimi birinci molar dişinin çürük nedeniyle çekilmiş olduğu belirlenmiştir. Yatay yön değerlendirmede sağ ve sol posterior kapanış ilişkisinin normal olduğu, orta hat sapmasının olmadığı saptanmıştır. Üst santral kesici dişler arasında tuberculate ve supplemental şekilli iki adet supernumerer diş tespit edilmiştir. Tuberculate olan sol santral kesici dişin yerinde, supplemental olan ise bu dişin palatinalinde sürmüştür. Bu supernumerer dişler nedeniyle üst sol santral kesici diş olması gerekenden daha distal ve vestibül pozisyonunda, üst sol lateral kesici diş üst sol kanin dişin palatinalinde ve üst sol kanin diş de olması gerekenden daha vestibül konumda yerleşmiştir (Resim 1).



Resim 1. Tedavi başı ağız dışı ve ağız içi fotoğraflar

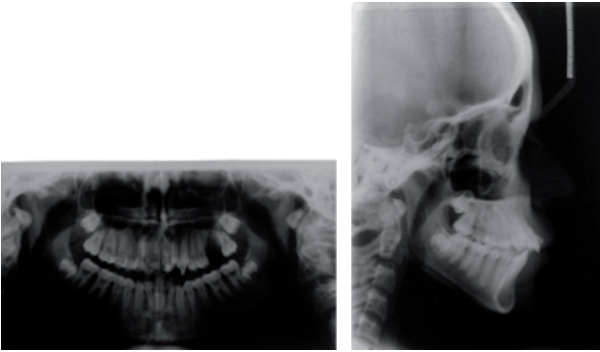
Okluzyonda üst sağ santral dişin mezyal ve üst sol birinci premolar dişin mezyalı arasında kalan sol ön segmentte 5 mm openbite, sağ santral kesici diş göre 6 mm overjet ve 2 mm overbite ölçülmüştür. Yer darlığı alt arkta 5 mm, üst arkta ise 2mm olarak hesaplanmıştır.

Sefalometrik incelemede hastanın sagittal yönde iskeletsel sınıf 1 ilişkiye, vertikal yönde 42° SN/GoGn açısı ile yüksek açılı iskeletsel yapıya, normal açılı alt kesici dişlere ve protrüze olmuş üst kesici dişlere sahip olduğu incelenmiştir (Tablo I).

Tablo I. *Tedavi başı ve tedavi sonuna ait Steiner sefalometrik analiz sonuçları*

Sefalometrik Ölçüm Değerler.		
	Tedavi Başlangıcı	Tedavi Sonu
SNA(deg)	77	78
SNB (deg)	75	77
ANB (deg)	2	1
SN/GoGn (deg)	42	41
U1/PP (deg)	118	117
L1/MP (deg)	88	93
Overjet (mm)	6	3
Overbite (mm)	2	2

Panoramik radyografide alt ve üst üçüncü molar dişlerin germeleri, çekilmiş olan üst sol daimi birinci molar diş dışındaki bütün daimi dişler ve üst sol anterior bölgede iki adet supernumerer diş izlenmiştir. Üçüncü molar dişler dışında gömülü diş olmadığı görülmüştür (Resim 2).



Resim 2. *Tedavi başı panoramik ve lateral sefalometrik röntgen filmleri*

Tedavi Amaçları

Hasta için planlanan sabit ortodontik tedavi; Üst santral kesici dişler arasında sürmüş olan iki adet supernumerer dişin çekilmesi ile üst sol santral ve lateral kesici dişlerin ve üst sol kanin dişin dental ark üzerindeki yerlerine taşınmasını, Üst sol anterior bölgedeki openbite'ın düzeltilmesini, Sınıf I kanin ilişkisinin, normal overjet ve overbite ilişkisinin sağlanmasını, dudak kapanışının artırılmasını,

Üst sol birinci molar dişin çekim boşluğunun üst sol ikinci molar dişin mezyalizasyonu ile kapatılmasını, Fonksiyonel okluzyonla birlikte iyi bir fasiyal ve dental estetik elde edilmesini amaçlamaktadır.

Tedavi Alternatifleri

Tedavi planlamasında çekilmesi düşünülen iki supernumerer diş yerine palatinalde yerleşmiş olan üst sol lateral kesici dişin ve supplemental supernumerer dişin çekimi alternatif olabilir. Bu sabit ortodontik tedavinin süresini kısaltabilir. Bu durumda tuberculate dişin estetik olarak restore edilmesi gerekir ve kök boyunun kısa oluşu dikkate alınmalıdır. Diğer bir alternatif tuberculate dişin ve üst sol lateral kesici dişin çekimidir. Bu durumda üst sol santral kesici diş yerine alınıp, supplemental supernumerer diş üst sol lateral kesici dişin yerine taşınabilir. Bu alternatif çekim de tedavi süresini kısaltabilir.

Tedavi Prosedürü

İki adet supernumerer dişin çekiminden sonra tedaviye alt ve üst arkta aynı anda başlandı. Çekilmiş olan üst sol birinci molar diş dışındaki alt ve üst birinci molar dişlere molar bantları simante edildi. Sadece üst sol ikinci molar dişe 0.022 inch slot molar tüpü ve diğer bütün dişlere 0.022 inch slotlu MBT metal braketter(Gemini Braket, 3M UNITEK, Monrovia, California, USA) bondlandı. Seviyeleme aşamasının tamamlanmasından sonra arkta 18 paslanmaz çelik tel üzerinde sol kanin ve sol ikinci molar dişler arasında elastik zincirler kullanılarak moderate ankray ile kanin diş distale hareket ettirilirken ikinci molar dişin de mezyaldeki çekim boşluğuna doğru hareket etmesi sağlandı. Aynı anda sağ segmentteki bütün dişler ligatüre edildi. Sol santral diş maksimum ankray kullanılarak elastik zincirlerle sağa doğru taşındı. Üst sol santral kesici diş sağ santral kesici dişle ve üst sol kanin diş üst sol birinci premolar dişle kontağa geldikten sonra üst sol lateral kesici diş için arkta yeterli yer hazırlanmış oldu. Bu yeri korumak için ark telinin o bölümüne open coil spring yerleştirildi. Üst sol lateral kesici diş, üst sol santral kesici dişe elastik zincirle bağlandı (Resim 3).

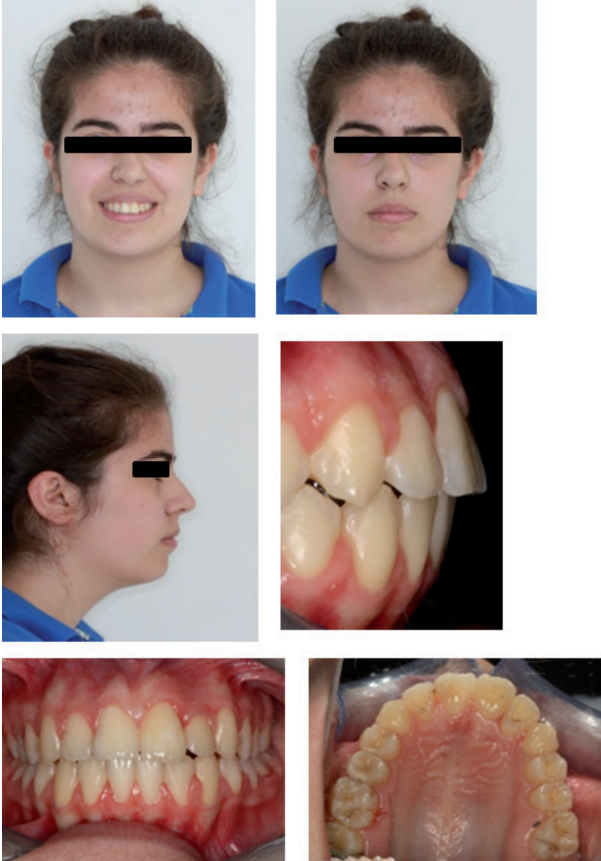


Resim 3. *Tedavi aşamasına ait ağız içi fotoğrafları*

Böylece üst sol lateral kesici dişin rotasyonu düzelterek arka taşınması sağlandı. Üst sol lateral kesici dişin arka gelmesinden sonra üst arkta 16 HANT ark teline geri dönülüp seviyelme ve sıralama tamamlandı. Alt ve üst 19x25 HANT ve 19x25 paslanmaz çelik ark telleri sırasıyla ligatüre edildi. Üst arkta 19x25 çelik arkta üst sağ birinci molar-dan üst sol ikinci premolara kadar bütün dişler grup haline getirilip, elastik zincirler kullanılarak üst sol ikinci moların mezyalinde kalan boşluk minimum ankrajla kapatıldı. Aktif tedavi sonrasında retansiyon apareyi olarak alt-üst Hawley plaklar hastaya teslim edildi.

Tedavi Sonuçları

Toplam aktif tedavi süresi 32 aydır. Hastanın gülüşünde belirgin bir düzelme elde edilmiştir. İstirahatte dudak kapanışı artmıştır. Üst sol anterior dişler arktaki yerlerine taşınmıştır. Sol segmentteki anterior openbite düzeltilmiştir. Sınıf I kanin ilişkisi, normal overjet ve overbite ilişkisi elde edilmiştir. Üst sol birinci moların çekim boşluğu üst sol ikinci molar dişin mezyle taşınmasıyla tamamen kapanmıştır. Sol tarafta da Angle Class I molar ilişkisi elde edilmiştir (Resim 4).



Resim 4. Tedavi sonu ağız içi ve ağız dışı fotoğraflar

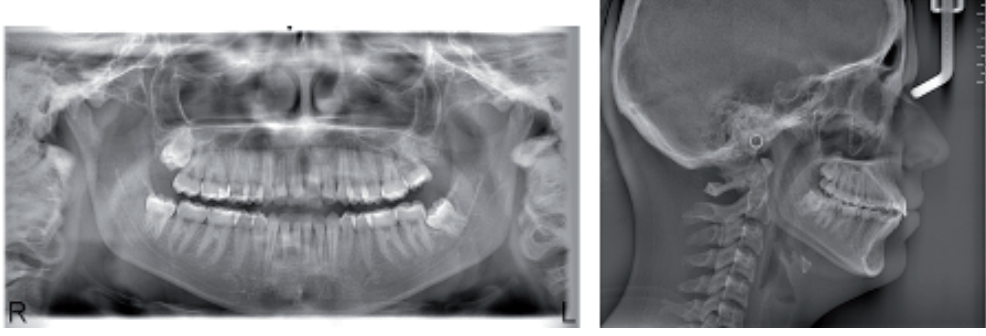
Tedavi sonrası panoramik radyografik değerlendirmede kök açılanmalarının iyi olduğu, alt sol üçüncü molar dişin açısının sürmeye uygun olmadığı ve üst sol santral ve lateral kesici dişlerin kök uçlarında kök rezorpsiyonu olduğu tespit edilmiştir (Resim 5).

Tartışma

Supernumerer dişli hastaların erken teşhisi ve tedavisi komplikasyonları önlemede ya da minimize etmede önemlidir⁴. Fazla bir dişin varlığı normal okluzal gelişimin bozulması için büyük bir potansiyeldir. Okluzal ilişkinin ve dizilimin düzelebilmesi için genellikle supernumerer diş erken dönemde normal diş gelişimini etkilemeden çekilmelidir¹². Bu vakada ise supernumerer dişler erken dönemde teşhis edilemediği için diş dizilimini ve okluzal ilişkiyi bozarak sürmelerini tamamlamışlardır. Böyle bir durumda tedavi supernumerer dişin tipine, pozisyonuna ve onun komşu dişler üzerindeki etkisine bağlı olarak değişir⁴. Daimi dişler yer değiştirmişse ya da sürmesi çok gecikmişse, fazla diş uzaklaştırdıktan sonra daimi dişin cerrahi olarak açılması ve ark içindeki yerine mekanik olarak çekilmesi gerekecektir³. Supernumerer dişler kendiliğinden sürmüşse ve santral kesici dişlerin yer değişiklikleri belirginse bu dişlere aktif ortodontik tedaviyle müdahale edilir⁸. Bu vakada da supernumerer dişlerden dolayı daimi dişler yer değiştirmiş fakat hiçbir diş gömülü kalmamıştır. Bu nedenle vakanın tedavi planı supernumerer dişlerin çekimini takiben sabit ortodontik tedavi uygulamasını kapsamaktadır. Bu yöntem daha önce rapor edilen çalışmalarda sıklıkla kullanılmıştır^{2,13,14,15,16}.

Tedavi planlamasında hangi dişin fazla diş olduğuna karar verirken boyutu, rengi, şekli, diğer dişlerle ilişkisi en iyi olan diş ağızda bırakılır. Bu özellikler eşit olduğunda tedavinin sonunda istenen konuma en yakın olan diş ağızda tutulur³. Bu vakada daimi dişlerin tamamı ağızda sürmüş olduğundan öncelikli hedef onların ark üzerindeki yerlerine taşınması olmuştur. Bu nedenle supernumerer dişlerin çekimlerine karar verilmiştir. Ancak daimi dişlerin süremeyecek durumda olması ya da köklerinin rezorbe olması gibi bir durumda supernumerer dişlerin onların yerine getirilmesi düşünülebilir.

Çekim supernumerer dişler için daima bir tedavi alternatifi değildir⁴. İlişkili dişlerin yeterli sürmesi meydana gelmişse ve bir komplikasyon izlenmiyorsa, bu dişler uzaklaştırılmadan düzenli olarak takip edilebilir⁸.



Resim 5. *Tedavi sonu panoramik ve lateral sefalometrik röntgen filmleri.*

Sonuç

Sürmesini tamamlamış ve diş diziliminde bozulmaya sebep olmuş supernumerer dişlerin çekimini takiben uygulanan sabit ortodontik tedaviyle estetik ve fonksiyonel sonuçlar elde etmek mümkündür. Ancak uzun tedavi süresi ve kök rezorpsiyonu gibi olumsuzlukların önüne geçebilmek için supernumerer dişlerin teşhis edilir edilmez uzaklaştırılması en uygun tedavi yaklaşımı olarak görülmektedir.

İletişim Adresi:

Yrd. Doç. Dr. Sabahat YAZICIOĞLU
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti A.D.
Atakum/ Samsun
Tel: 0362 3121919- 8184

KAYNAKLAR

1. Meighani G, Pakdaman A. Diagnosis and Management of supernumerary (Mesiodens): A Review of the Literature. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences.* 2010; 7:41-49.
2. Kulkarni VK, Reddy S, Duddu M, Reddy D. Multidisciplinary management of multiple maxillary anterior supernumerary teeth: A case report. *Quintessence Int.* 2010;41:191-195.
3. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Contemporary Orthodontics.* 5TH Edition. Yayınevi; 2013, 395-427.
4. Rajab LD, Hamdan MAM. Supernumerary teeth: review of the literature and a survey of 152 cases. *Int J Paediatr Dent* 2002;12:244-54.
5. Leyland L, Batra P, Wong F, Llewelyn R. A retrospective evaluation of the eruption of impacted permanent incisors after extraction of supernumerary teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry.* 2006; 30:225-232.
6. Sharma A, Singh VP. Supernumerary Teeth in Indian Children: A Survey of 300 Cases. *International Journal of Dentistry.* 2012;2012:1-5.
7. Esenlik E, Sayın MÖ, Atilla AO, Özen T, Altun C, Başak F. Supernumerary teeth in a Turkish population. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009;136: 848-52.
8. Garvey MT, Barry HJ, Blake M. Supernumeraryteeth—An overview of classification, diagnosis and management. *J Can Dent Assoc* 1999;65:612-616
9. Taner T, Uzamış M. Orthodontic treatment of a patient with multiple supernumerary teeth and mental retardation. *J Clin Pediatr Dent.* 1999;23(3):195-200.
10. Khandelwal V, Nayak AU, Naveen RB, Ninawe N, Nayak PA, Sai Prasad SV. Prevalence of mesiodens among six- to seventeen-year-old school going children of Indore. *J Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry.*2011; 29:288-293.
11. Sood PB, Patil B, Godhi S, Shetty DC. Multiple supernumerer teeth and odontoma in the maxilla. *Contemporary Clinical Dentistry.* 2010;1:45-46.
12. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics.* 4Th ed. St Louis: CN Mosby Co; 1986. p. 138, 243.
13. Nagavenı NB, Umashankara KV, Sreedevi, Reddy BP, Radhıka NB, Satısha TS. Multi-Lobed Mesiodens with a Palatal Talon Cusp - A Rare Case Report. *Braz Dent J.* 2010;21(4):375-378.
14. Mittal M, Sultan A. Clinical management of supernumerary teeth: A report of two cases. *J Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry.* 2010;28:219-222.
15. Giacotti A, Grazzini F, De Dominicis F, Romanini G, Arcuri C. Multidisciplinary evaluation and clinical management of mesiodens. *J Clin Pediatr Dent.* 2002;26(3):233-7.
16. Folio j, Smilack ZH, Roberts MW. Clinical management of multiple maxillary anterior supernumerary teeth: report of case. *ASDC J Dent Child.* 1985;52(5):370-3.

