

SELÇUK DENTAL JOURNAL

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

Selçuk Dent J

eISSN 2148-7529

Cilt *Volume*

4

Sayı *Issue*

3

Yıl *Year*

2017

Selçuk Dental Journal, 2014 yılından itibaren Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi'nin devamı olarak online yayımlanmaktadır.



**SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

SELÇUK DENTAL JOURNAL

Cilt: 4 Sayı: 3 Yıl: 2017

Volume: 4 Issue: 3 Year: 2017

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi resmi yayınıdır
The official journal of Selçuk University Faculty of Dentistry

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

Yayın dili Türkçe ve İngilizce'dir / Official languages are Tuskish and English

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

Prof.Dr. Nimet ÜNLÜ (Dekan / Dean)

Editör / Editor

Prof.Dr. Doğan DOLANMAZ

Editör Yardımcısı / Assistant Editor

Yrd.Doç.Dr. Zeliha Müge BAKA

Yayın Kurulu / Editorial Board

Prof.Dr. Hanife ATAÖĞLU (Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Bölüm Editörü / Department Editor of Oral and Maxillofacial Surgery)

Prof.Dr. Mihtikar GÜRSEL (Periodontoloji Bölüm Editörü / Department Editor of Periodontology)

Prof.Dr. Özgür İNAN (Protetik Diş Tedavisi Bölüm Editörü / Department Editor of Prosthodontics)

Prof.Dr. Hale Arı AYDINBELGE (Endodonti Bölüm Editörü / Department Editor of Endodontics)

Doç.Dr. Füsün YAŞAR (Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Bölüm Editörü / Department Editor of Oral and Maxillofacial Radiology)

Doç.Dr. Mehmet AKIN (Ortodonti Bölüm Editörü / Department Editor of Orthodontics)

Doç.Dr. Nevin ÇOBANOĞLU (Restoratif Diş Tedavisi Bölüm Editörü / Department Editor of Restorative Demtistry)

Yrd.Doç.Dr. Murat Selim BOTSALI (Pedodonti Bölüm Editörü / Department Editor of Pedodontics)

Bilimsel Danışma Kurulu / Editorial Board (2017)

(alfabetik sıra / alphabetical order)

Doç. Dr. M. Cemal AKAY	Ege Üniv, İzmir, Türkiye	Yrd. Doç. Dr. Murat Selim BOTSALI	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Doç. Dr. Nihat AKBULUT	Gaziosmanpaşa Üniv, Tokat, Türkiye	Prof. Dr. Nurcan BUDUNELİ	Ege Üniv, İzmir, Türkiye
Prof. Dr. Faruk AKGÜNLÜ	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Şenay CANAY	Hacettepe Üniv, Ankara, Türkiye
Doç. Dr. Mehmet AKIN	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Doç. Dr. Abdulkadir Burak ÇANKAYA	İstanbul Üniv, İstanbul, Türkiye
Doç.Dr.Melek AKMAN	Necmettin Erbakan Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Zafer ÇEHRELİ	Hacettepe Üniv, Ankara, Türkiye
Doç. Dr. Serhan AKMAN	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Peruze ÇELENK	Ondokuz Mayıs Üniv, Samsun, Türkiye
Prof. Dr. M. Alper ALKAN	Bezmialem Üniv, İstanbul, Türkiye	Doç. Dr. Ali Rıza ÇETİN	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Prof. Dr. Nilgün Özlem ALPTEKİN	Başkent Üniv, Ankara, Türkiye	Doç. Dr. Nevin ÇOBANOĞLU	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Doç.Dr.Nuray ALTUNTAŞ	Karadeniz Teknik Üniv, Trabzon, Türkiye	Prof.Dr.Erhan ÇÖMLEKOĞLU	Ege Üniv, İzmir, Türkiye
Prof. Dr. Hale ARI AYDINBELGE	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Burak DEMİRALP	Hacettepe Üniv, Ankara, Türkiye
Doç.Dr.Mustafa AYDINBELGE	Erciyes Üniv, Kayseri, Türkiye	Prof. Dr. Mustafa DEMİRCİ	İstanbul Üniv, İstanbul, Türkiye
Prof. Dr. Arzu ARI DEMİRKAYA	Okan Üniv, İstanbul, Türkiye	Doç.Dr.Ömür DEVECİ	Osmagazi Üniv, Eskişehir, Türkiye
Prof. Dr. Hanife ATAÖĞLU	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Cem DOĞAN	Çukurova Üniv, Adana, Türkiye
Prof. Dr. Tamer ATAÖĞLU	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Servet DOĞAN	Ege Üniv, İzmir, Türkiye
Prof. Dr. Nuray ATTAR	Hacettepe Üniv, Ankara, Türkiye	Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Doç.Dr.Ülkem AYDIN	Başkent Üniv, Ankara, Türkiye	Prof. Dr. Ercan Cenk DORUK	Cumhuriyet Üniv, Sivas, Türkiye
Prof. Dr. Filiz AYKENT	Yıldırım Beyazıt Üniv, Ankara, Türkiye	Doç.Dr.Nazmiye DÖNMEZ	Bezmialem Üniv, İstanbul, Türkiye
Yrd. Doç. Dr. Zeliha Müge BAKA	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Ercan DURMUŞ	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Prof. Dr. Timuçin BAYKUL	Süleyman Demirel Üniv, Isparta, Türkiye	Prof.Dr.Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU	Ege Üniv, İzmir, Türkiye
Doç. Dr. Sema BECERİK ÇINAR	Ege Üniv, İzmir, Türkiye	Prof. Dr. Ece EDEN	Ege Üniv, İzmir, Türkiye
Prof. Dr. Sema BELLİ	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Yrd.Doç.Dr.Mesut ELBAY	Kocaeli Üniv, Kocaeli, Türkiye
Doç. Dr. Mehmet Emre BENLİDAYI	Çukurova Üniv, Adana, Türkiye	Prof. Dr. Abubekir ELTAŞ	İnönü Üniv, Malatya, Türkiye

Prof. Dr. Kürşat ER	Akdeniz Üniv, Antalya, Türkiye	Doç. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ	Gaziantep Üniv, Gaziantep, Türkiye
Prof. Dr. Oğuz ERASLAN	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Müjde SEVİMA	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Prof. Dr. Ali ERDEMİR	Kırıkkale Üniv, Kırıkkale, Türkiye	Prof. Dr. Mahmut SÜMER	Ondokuz Mayıs Üniv, Samsun, Türkiye
Prof. Dr. Zeynep ERGÜCÜ	Ege Üniv, İzmir, Türkiye	Prof. Dr. Pınar SÜMER	Ondokuz Mayıs Üniv, Samsun, Türkiye
Prof. Dr. R. Banu ERMİŞ	Süleyman Demirel Üniv, Isparta, Türkiye	Doç. Dr. Yurdanur ŞANLI UÇAR	Çukurova Üniv, Adana, Türkiye
Yrd. Doç. Dr. Alparslan ESEN	Necmettin Erbakan Üniv, Konya, Türkiye	Doç. DR.Ülkü ŞERMET ELBAY	Kocaeli Üniv, Kocaeli, Türkiye
Doç. Dr. Elçin ESENLİK	Süleyman Demirel Üniv, Isparta, Türkiye	Doç. Dr. Sevgi ŞENER	Necmettin Erbakan Üniv, Konya, Türkiye
Prof. Dr. Rüştü GEDİK	Cumhuriyet Üniv, Sivas, Türkiye	Prof. Dr. Yağmur ŞENER	Necmettin Erbakan Üniv, Konya, Türkiye
Prof. Dr. Melahat GÖRDUYSUS	Hacettepe Üniv, Ankara, Türkiye	Doç. Dr. Öngen TAK	Kocaeli Üniv, Kocaeli, Türkiye
Prof. Dr. Ayşe GÜLŞAHI	Başkent Üniv, Ankara, Türkiye	Doç. Dr. Ufuk TATLI	Çukurova Üniv, Adana, Türkiye
Prof. Dr. Cem Abdulkadir GÜRGAN	Erciyes Üniv, Kayseri, Türkiye	Prof. Dr. Uğur TEKİN	Ege Üniv, İzmir, Türkiye
Prof. Dr. Mihtikar GÜRSEL	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Mehmet Emin TEKİN	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Prof. Dr. Sema S HAKKI	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU	Ankara Üniv, Ankara, Türkiye
Doç. Dr. Bozkurt Kubilay İŞİK	Necmettin Erbakan Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Gül TOSUN	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Doç. Dr. Zehra İLERİ	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Tülin Ufuk TOYGAR MEMİKOĞLU	Ankara Üniv, Ankara, Türkiye
Prof. Dr. Özgür İNAN	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Cumhuri TUNCER	Gazi Üniv, Ankara, Türkiye
Yrd. Doç. Dr. Firdevs KAHVECİOĞLU	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Doç. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR	Necmettin Erbakan Üniv, Konya, Türkiye
Prof. Dr. Abdullah KALAYCI	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Melek D TURGUT	Hacettepe Üniv, Ankara, Türkiye
Doç. Dr. Haluk Barış KARA	Medipol Üniv, İstanbul, Türkiye	Prof. Dr. Lezize Şebnem TÜRKÜN	Ege Üniv, İzmir, Türkiye
Prof. Dr. Ali İhya KARAMAN	Kocaeli Üniv, Kocaeli, Türkiye	Prof. Dr. Murat TÜRKÜN	Ege Üniv, İzmir, Türkiye
Prof. Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ	Süleyman Demirel Üniv, Isparta, Türkiye	Prof. Dr. Hakan H. TÜZ	Hacettepe Üniv, Ankara, Türkiye
Prof. Dr. Bülent KESİM	Erciyes Üniv, Kayseri, Türkiye	Doç. Dr. Tamer TÜZÜNER	Karadeniz Teknik Üniv, Trabzon, Türkiye
Prof. Dr. İsmail KESKİN	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Sina UÇKAN	Medipol Üniv, İstanbul, Türkiye
Doç. Dr. Erdem KILIÇ	Bezmialem Üniv, İstanbul, Türkiye	Prof. Dr. Meryem UZAMIŞ TEKÇİÇEK	Hacettepe Üniv, Ankara, Türkiye
Doç. Dr. Kerem KILIÇ	Erciyes Üniv, Kayseri, Türkiye	Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI	Gazi Üniv, Ankara, Türkiye
Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN	Ankara Üniv, Ankara, Türkiye	Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI	Ankara Üniv, Ankara, Türkiye
Prof. Dr. Funda KONT ÇOBANKARA	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Doç. Dr. H. Esra ÜLKER	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Yrd. Doç. Dr. Hatice KÖK	Necmettin Erbakan Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Doç. Dr. Serhat KÖSEOĞLU	İzmir Katip Çelebi Üniv, İzmir, Türkiye	Prof. Dr. Ayçe ÜNVERDİ ELDENİZ	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Prof. Dr. Alper KUŞTARCI	Akdeniz Üniv, Antalya, Türkiye	Prof. Dr. Bülent ÜREYEN KAYA	Süleyman Demirel Üniv, Isparta, Türkiye
Prof. Dr. Hasan KÜÇÜKKOLBAŞI	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Yrd. Doç. Dr. İlknur VELİ	İzmir Katip Çelebi Üniv, İzmir, Türkiye
Doç. Dr. Ebru KÜÇÜKYILMAZ	İzmir Katip Çelebi Üniv, İzmir, Türkiye	Doç. Dr. Füsün YAŞAR	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK	Erciyes Üniv, Kayseri, Türkiye	Doç. Dr. İzzet YAVUZ	Dicle Üniv, Diyarbakır, Türkiye
Prof. Dr. İsmail MARAKOĞLU	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye	Prof. Dr. Ayşe Rüya YAZICI	Hacettepe Üniv, Ankara, Türkiye
Doç. Dr. Ebru OLGUN	Kırıkkale Üniv, Kırıkkale, Türkiye	Yrd. Doç. Dr. Esra YEŞİLOVA	Osmagazi Üniv, Eskişehir, Türkiye
Prof. Dr. Kaan ORHAN	Ankara Üniv, Ankara, Türkiye	Prof. Dr. Gülsün YILDIRIM	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Prof. Dr. Ayşegül ÖLMEZ	Gazi Üniv, Ankara, Türkiye	Prof. Dr. Sibel YILDIRIM	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Doç. Dr. Mehmet Melih ÖMEZLİ	Ordu Üniv, Ordu, Türkiye	Prof. Dr. Hamdi Oğuz YOLDAŞ	Çukurova Üniv, Adana, Türkiye
Prof. Dr. Füsün ÖZER	Univ of Pennsylvania, Philadelphia, ABD	Doç. Dr. İsa YÖNDEM	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Prof. Dr. Törün ÖZER	Adnan Menderes Üniv, Aydın, Türkiye	Doç. Dr. Münir Tolga YÜCEL	Selçuk Üniv, Konya, Türkiye
Prof. Dr. Birgül ÖZPINAR	Ege Üniv, İzmir, Türkiye	Doç. Dr. Özgün ÖZÇAKA YÜKSEL	Ege Üniv, İzmir, Türkiye
Prof. Dr. Özgür PEKTAŞ	Başkent Üniv, Ankara, Türkiye	Prof. Dr. Bülent YÜZÜGÜLLÜ	Başkent Üniv, Ankara, Türkiye
Doç. Dr. Mehmet SAĞLAM	İzmir Katip Çelebi Üniv, İzmir, Türkiye		



Bu dergi TÜBİTAK/ULAKBİM Ulusal Tıp Veri Tabanı (TR Dizin) tarafından indekslenmektedir.

This journal has been indexed by TUBITAK/ULAKBİM National Database.

SELCUK DENTAL JOURNAL

İÇİNDEKİLER / CONTENTS

ARAŞTIRMA / RESEARCH

- The effect of different dentin hypersensitivity treatments on the shear bond strength of self-adhesive resin to dentin
Self adeziv rezin simanın bağlanma dayanımına farklı dentin hassasiyet tedavilerinin etkisi
Ceyda Akın, Özgür İnan 110
- Assessment of the sealing ability of resin based root-canal sealers using glucose leakage model
Rezin esaslı kanal dolgu patlarının kapaticılık özelliklerinin glukoz sızıntısı modeli ile değerlendirilmesi
Betül Güneş, Hale Arı Aydınbelge 116
- Metal-seramik restorasyonlarda fırınlama sayısı ve seramik kalınlığının renk değişimine etkisi
The effect of firing number and ceramic thickness on colour change of metal-ceramic restorations
İlkin Tuncel, Işıl Turp, Buğra Düç, Ahmet Hamdi Selçuker, Akif Aslantaş, Enes Bekman 123
- Comparison of bond strengths of self etch adhesive systems in orthodontic bracket bonding procedures
Ortodontik braketlerin bağlanmasında kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması
Emire Aybüke Erdur, Mücahid Yıldırım, Mehmet Akın 128
- Amalgam yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ve farklı adeziv sistemlerinin ortodontik amaçlı molar tüplerin bağlanma dayanımları üzerine etkilerinin değerlendirilmesi
Evaluation of bond strength of orthodontic molar tubes bonded to amalgam with different surface treatment procedures and different adhesive systems
Ahmet Ertan Soğancı, Said Karabekiroğlu, Zeliha Bektaş, Merve Gürses, Nimet Ünlü 134

OLGU SUNUMU / CASE REPORT

- 24 Months follow-up CEREC CAD-CAM ceramic overlay restorations: Report of 3 cases
CEREC CAD-CAM seramik overlay restorasyonların 24 aylık klinik takibi: 3 Olgu sunumu
Mağrur Kazak 139
- Aktif sabit ortodontik tedavi sırasında meydana gelen dental travma: Vaka raporu
Dental trauma during fixed orthodontic therapy: A case report
Neslihan Ebru Şenışık, Filiz Aydoğan 144

DERLEME / REVIEW

- Okluzal çürük teşhis yöntemlerine güncel bakış
Current overview to occlusal caries detection
Merve Gürses, Nimet Ünlü 153
- Diş hekimliğinde biyouyumluluk ve değerlendirme yöntemleri
Biocompatibility and assessment methods in dentistry
Zehra Süsgün Yıldırım, Elif Pınar Bakır, Şehmus Bakır, Mehmet Salih Aydın 162

ARAŞTIRMA / RESEARCH

- Unilateral dudak damak yarığına sahip hastalarda farengeal havayolunun değerlendirilmesi
Zeliha Müge Baka, Emire Aybüke Erdur, Sevtap Alp, Faruk Ayhan Başçiftçi..... 170
- Selcuk Dental Journal 2017 Yılı Yazar Dizini 178
- Selcuk Dental Journal 2017 Yılı Konu Dizini 181

RESEARCH

The effect of different dentin hypersensitivity treatments on the shear bond strength of self-adhesive resin to dentin

Ceyda Akın^α, Özgür İnan^β

Selcuk Dent J, 2017; 4: 110-115 (Doi: 10.15311/selcukdentj.318612)

Başvuru Tarihi: 06 Mayıs 2017
Yayına Kabul Tarihi: 12 Haziran 2017

ABSTRACT

The effect of different dentin hypersensitivity treatments on the shear bond strength of self-adhesive resin to dentin

Background: This in vitro study evaluated the shear bond strength of self adhesive resin cement to dentin with different dentin hypersensitivity treatments.

Methods: : Forty-eight dentin specimens were randomly divided into four groups (n=12). (1) Group C (control); (2) Group G (treated with Gluma Desensitizer); (3) Group E (treated with Er:YAG laser); (4) Group E+G (treated with Er:YAG laser following Gluma Desensitizer). Flowable self adhesive resin cement was applied to dentin surface and shear bond strength tests were performed. The mean SBS values were calculated and data were analyzed by one-way ANOVA test and Post Hoc test.

Results: Statistical analysis revealed that Group E statistically significant lower bond strength values than the other desensitizing treatment groups tested (p<0.005). While there were no significant differences among the other groups (p>0.05).

Conclusion: The shear bond strength of self-adhesive resin will be decrease if dentin surface is irradiated with Er:YAG laser

KEYWORDS

Dentin hypersensitivity, erbium:yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) laser, gluma, self-adhesive resin, bond strength

ÖZ

Self adeziv rezin simanın bağlanma dayanımına farklı dentin hassasiyet tedavilerinin etkisi

Amaç: Bu in vitro çalışmada farklı dentin hassasiyet tedavilerinin self adeziv rezin simanın bağlanma dayanımına etkisi değerlendirildi.

Gereç ve Yöntemler: Kırk sekiz dentin örnek rastgele dört gruba ayrıldı (n=12). Grup K (kontrol); (2) Grup G (Gluma hassasiyet giderici uygulaması); (3) Grup E (Er:YAG lazer uygulaması); (4) Grup E+G (Er:YAG lazer uygulamasını takiben Gluma uygulaması). Akıcı self adeziv rezin siman dentin yüzeylerine yapıştırıldı ve makaslama bağlanma testleri yapıldı. Ortalama makaslama bağlanma değerleri hesaplandı ve veriler tek yönlü varyans analizi ve post hoc testiyle analiz edildi.

Bulgular: İstatistiksel analiz değerlendirildiğinde Grup E, diğer hassasiyet giderici gruplardan istatistiksel olarak anlamlı ölçüde düşük bağlanma değerleri gösterirken (p<0.005), diğer gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı (p>0.05).

Sonuç: Dentin yüzeyi Er:Yag lazer ile muamele edilecekse, self adeziv rezinin bağlanma dayanımı azalacaktır.

ANAHTAR KELİMELEER

Dentin hassasiyeti, erbium:yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) lazer, gluma, self adeziv rezin, bağlanma dayanımı

Dentin sensitivity, the most commonly diagnosed type of pain in clinical dentistry, is a dental pain which is sharp in character and of short duration arising from dentin exposed to various chemical and physical factors.^{1,2} Tooth enamel and cement surrounding dentin creates a protective layer for nerves. In the case of hard tissue loss as a result of several dental procedures such as cavity and crown preparations, dentinal tubules become exposed to oral cavity and a direct connection occurs between environmental stimuli and dental pulp.^{3,4}

The most commonly accepted argument in the formation mechanism of dentin sensitivity is Hydrodynamic Theory.⁵ According to this theory, thermal, osmotic and chemical stimuli stops dental

fluid flow in dentinal tubules, which stimulates nerve endings in dentin or pulp and dental pain occurs.⁶ In order to lower fluid flow in dentinal tubules, blocking tubule openings or nerve conduction are methods used in sensitivity treatment.⁷ To achieve this purpose, Gluma Desensitizer, one of the most commonly used desensitizer agents, is a glutaraldehyde-based substance.^{8,9} Gluma is used to block exposed dentinal tubules by helping plasma protein in dentin fluid precipitate, and diminish permeability by the presence of HEMA.^{10,11} In addition after tooth preparation, the diffusion of monomers to dentin is probably to be accelerated glutaraldehyde was combined with hydroxyethylmethacrylate (HEMA), advanced bond strengths were acquired.¹¹⁻¹³

^α Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD, Konya

^β Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD, Konya

In the management of dentinal sensitivity, laser therapy is an alternative method: erbium:yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) laser reducing the diameters of dentin tubules with the partial obliteration of the tubules below the ablation threshold.¹⁴ Er:YAG-irradiated dentine is characterized by denatured collagen fibrils and a fragile surface structure.¹⁵ The bond strength of adhesives to Er:YAG-irradiated dentin may be improve.¹⁶

As a consequence of slower dentinal fluid flow, dentin sensitivity may lower. Although dentin sensitivity treatments may make patients have less complaints, its effects into the shear bond strength of adhesive cementation should not be ignored. In practice, adhesive cementation is commonly used in desensitizer treatments. Since these treatments may change the characteristics of dentinal tubules, a later adhesive restoration practice may affect its shear bond strength.¹⁷ In literature, a few studies examine the effects of desensitizer implementations into the shear bond strength of adhesive resin. Therefore, the aim of this in vitro study is to determine the effects of Er:YAG laser and Glutaraldehyde-HEMA into the shear bond strength of self-adhesive resin cement.

MATERIALS AND METHODS

In the study 48 pieces of healthy permanent third molar teeth were included. Soft tissue remains on teeth were cleaned by periodontal scaler and soaked in 0.2% timol solution. By using auto-polymerizing acrylic resin, the teeth were placed on their buccal surfaces collaterally and buried into cylindrical plastic containers. Then, to reveal their buccal dentinal tissue, buccal enamel tissue was cut by diamond saw (low speed) under water cooling and in order to obtain standard smear layers, buccal surfaces were grinded underwater by using 600 grit silicone carbide sandpaper.

Surface treatment of dentin specimens

The samples were randomly divided into 4 groups (n=12):

1. Control group: No implementation was realized.
2. Gluma implementation (Gluma Desensitizer, Heraeus Kulzer, Hanau, Germany): Gluma agent was used on dentinal surface by using a cotton brush and kept on the surface for about 30-60 seconds. Then, it was dried and rinsed till the film layer on the surface was removed.
3. Er:YAG laser irradiation: To simulate clinical conditions, dentinal surfaces were manually irradiated by scanning movements performed perpendicular to and approximately 6 mm away from the surface under the following conditions: 90 mJ, 2 Hz, short pulse mode for 60 seconds, two times.
4. Er:YAG laser irradiation and one of desensitizer implementation (Er:YAG + Gluma): Er:YAG laser and Gluma implementations were used respectively.

After storage in artificial saliva for 14 days at 37°C, all the specimens were rinsed with distilled water. Then, cylindrical teflon molds, 3mm in diameter and 2.5 mm in height, were placed on dentinal surface and treated by self-adhesive resin RelyX U200 (3M ESPE, ABD) in accordance with manufacturer's instructions.

Test procedure for shear bond strength

All prepared samples were soaked into distilled water set at 37°C for 24 hours and then shear bond strength was measured using a universal testing machine (TSTM 02500, Elisa Ltd, Istanbul, Turkey) at 0.5mm/min crosshead until fracture occurred. Shear bond strength values (MPa) were calculated as the ratio of the fracture load and bonding area.

Statistical analysis

One-way ANOVA and Post-hoc Tukey HSD test were used to determine statistical differences in SBS between the desensitizing treatment and control groups at a level of $\alpha=0.05$.

SEM Analysis

One specimen from each group, was randomly chosen for scanning electron microscopic (SEM) examination. The specimens sputter-coated with gold-palladium and visualized with a magnification (2000x) adequate to evaluate the surface characteristics of dentin sites of the debonded.

RESULTS

Table 1 shows the mean values and standard deviations of the shear bond strength (MPa). The results of the statistical analysis showed significant differences in mean values of bond strength for the different desensitizing treatment groups. The bond strength for the Er:YAG irradiated group had significantly lower values than the other groups ($p<0.05$). Gluma group showed comparable high values although no significant differences were observed between the control and Er:YAG+Gluma groups ($p>0.05$).

Table 1.

Mean and SD values for shear bond strength (MPa)

Control	Gluma	Er:Yag	Er:Yag+Gluma
15,34±3,95	17,2±4,56	8,19±2,8	13,91±3,86

SEM Analysis

In the SEM examination, Gluma group some partial tubules were occluded, some dentin tubules were generally observed to be open (Figure 1b), Er:YAG laser was treated (Figure 1c) and Er:YAG + Gluma (Figure 1d) was treated, contracted and occluded dentin tubules were clearly observed. Er:YAG irradiated specimens showed narrowing and degradation in the diameter of the dentin tubules. In control group, fracture surface predominantly showed cohesive failure (Figure 1a). In contrast, the fracture patterns for the other groups adhesive and mixed failure.

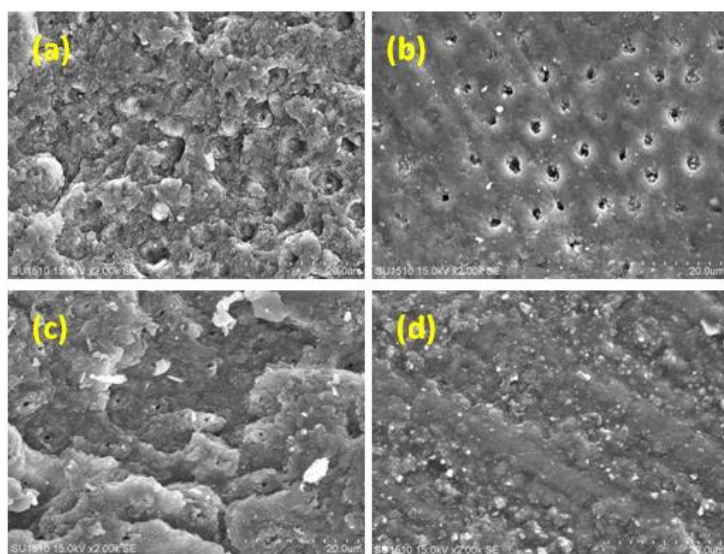


Figure 1.

SEM image of dentin surface Control group (a), Gluma group (b), Er:Yag group (c), Er:Yag+Gluma group (d)

DISCUSSION

Various treatment options are available to be used in dentin sensitivity treatment.¹⁸ Therefore, mostly, desensitizer agents are effectively used, however, their efficacy may rapidly diminish.¹⁹ Previous clinical studies on laser therapy to lower dentin sensitivity symptoms had been published and it had been shown to reduce dentin hypersensitivity.^{2,20-22} Er:YAG laser is absorbed by water molecules in hydroxyapatite. This condition causes ablation on dentin surface and causes a partial coating in dentinal tubules.²² However, a few studies focus on the effects of Er:YAG laser and desensitizer application into shear bond strength between resin material and dentin. Makkar *et al*²¹, assessed the effects of Er:YAG laser and Thermokind-F Gel desensitizer on tensile bond strength of self-etch adhesive to dentin and reported that Er:YAG lasers decreased the tensile bond strength of self-etch adhesive to dentin. Er:YAG-irradiated dentin is coated with laser-modified dentin layer which is about 3-5 μm and microfractures are located underneath the dentin surface.^{15,23} Yazıcı *et al*⁴ showed that Er:YAG laser therapy reduced the bond strength of the self-etch adhesives to dentin. Our

findings also agrees with similar reported results in which the bond strength of different adhesive systems applied to Er:YAG laser-treated dentin was tested until failure, in micro-tensile or shear mode. According to authors in this denatured dentin layer without water is characterized with high acid resistance and the composition and structure of the collagen presents a modified structure and exposed collagen fibrils are hydrolyzed.^{24,25} We assume that the Er:YAG laser irradiation to dentin may have a negative effect on dentin bonding and a lower level of shear bond strength is considered as this condition prevents monomer diffusion into dentinal tubules.

In dentins on which both Gluma and Er:YAG were used, a higher level of shear bond strength was measured than Er:YAG groups in current study. According to this result Gluma improved the bonding strength with a self adhesive to Er:YAG irradiated dentin. Gluma desensitizer agent includes Glutaraldehyde and HEMA. Glutaraldehyde reacts with proteins producing precipitation on the dentin surface.²⁶ The aldehyde group of glutaraldehyde cross-linking with the amino groups in dentin collagen resulting in protein fixation indicates that glutaraldehyde may bond to dentin collagen fibrils.²⁷ HEMA plays an important role as a hardening agent preventing any subsequent shrinkage and undergoes a chemical reaction between its ester functional group and dentin collagen.²⁸ In addition HEMA decreases surface tension of water and increases dentinal monomer diffusion¹² by using HEMA implementation on dentin surface which was structurally modified by laser irradiation, the level of shear bond strength increases because resin diffusion into the dentinal tubules is simplified²⁹. Moreover, it was also reported that owing to the reaction between phosphate and glutaraldehyde in Gluma, Gluma desensitizer agent combined with self-adhesive resin cement provided a strong and suitable shear bond.¹³ Omae *et al*¹⁶ who reported that although application of Er:YAG-irradiated dentine reduced, the Er:YAG laser irradiation followed by application of Gluma increased the bond strength of the self-etching priming adhesives. Although pretreatment on dentin surface with Gluma to increased shear bond strength of self adhesive resin cement to dentin, were not statistically significant difference control and

Er:YAG + Gluma groups in this study. Acar *et al* in 2012³⁰ evaluated the effect of Gluma Aqua-Prep F, BisBlock, Cervitec Plus, Smart Protect, and Nd:YAG laser desensitizer on microtensile bond strength of RelyX U200 self-adhesive cement to dentin and reported that Gluma increased the microtensile bond strength, but not significantly; which was in agreement with our findings. However, they performed, test of microtensile, while we performed test of shear bond. In addition Aranha *et al*³¹ compared the effect of different dentin desensitizers on microtensile bond strength of composite resin and concluded that implementation of Gluma had no significant effect on microtensile bond strength. In previous studies, it was reported that dentinal fluid flow decreases shear bond strength since it affects adhesive resin diffusion into dentinal tubules.^{32,33} Despite the fact that desensitizer treatments causing tubular blockage restricts hybridization, the blockage of dentinal fluid flow may provide positive effects.³⁴

Adhesive cements have higher technical sensitivity and their clinical achievement may be threatened by technical errors.³⁵ Moreover adhesive systems including acid implementation phases may stimulate the pain of patients suffering from dentin sensitivity.³⁶ Recently, innovative self-adhesive methods which do not require surface preparations and do provide easier treatments have been introduced. RelyX U200 self adhesive resin cement used in this study, as a one-step solution, spares any pre-treatment steps like etching, priming and bonding.³⁷ Self-adhesive systems include acidic monomer in their formation and they do not require another acid implementation phase. In addition, the fact that these self-adhesive systems are hydrophilic makes them humidity-tolerant and improves adaptation to tooth structure.³⁴ In contrary to these advantages, its dentin demineralization depth and hybridization abilities are limited.³⁸ Although our findings in the study open up new perspectives, since shear bond strength may be affected due to the reasons that dentinal fluid flow and pulpal pressure may not exist in extracted teeth, clinical performance for in vivo conditions may not be expected. Therefore, we believe that further in vivo studies are required to evaluate the potential effects of dentin sensitivity treatment including Gluma and Er:YAG laser into adhesive restorative materials dentin bonding.

CONCLUSION

Application of Gluma desensitizing and Gluma desensitizing to Er:YAG-irradiated dentin did not affect the shear bond strength when used a self-adhesive resin cement. The Er:YAG laser created a laser-modified layer that adversely affects adhesion to dentin.

REFERENCES

1. Birang R, Kaviani N, Mohammadpour M, Abed AM, Gutknecht N, Mir M. Evaluation of Nd:YAG laser on partial oxygen saturation of pulpal blood in anterior hypersensitive teeth. *Lasers Med Sci* 2008; 23: 291–4.
2. Eyyuboglu GB, Yesilyurt C. The effect of dentin desensitizing agents on the shear bond strength of a one step self-etch adhesive to dentin. *Cumhuriyet Dent J* 2014; 17: 334-49.
3. Sailer I, Oendra AE, Stawarczyk B, Hämmerle CH. The effects of desensitizing resin, resin sealing, and provisional cement on the bond strength of dentin luted with self-adhesive and conventional resin cements. *J Prosthet Dent* 2012; 107: 252-60.
4. Yazıcı E, Gurgan S, Gutknecht N, Imazato S. Effects of erbium:yttrium–aluminum–garnet and neodymium:yttrium–aluminum–garnet laser hypersensitivity treatment parameters on the bond strength of self-etch adhesives. *Lasers Med Sci* 2010; 25: 511–6.
5. Schwarz F, Arweiler N, Georg T, Reich E. Desensitizing effects of an Er:YAG laser on hypersensitive dentin. A controlled, prospective clinical study. *J Clin Periodontol* 2002; 29: 211–5.
6. Brannstrom M. Etiology of dentin hypersensitivity. *Proc Finn Dent Soc* 1992; 88: 7-13.
7. Porto IC, Andrade AK, Montes MA. Diagnosis and treatment of dentinal hypersensitivity. *J Oral Sci* 2009; 51: 323-32.
8. Sailer I, Tettamanti S, Stawarczyk B, Fischer J, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of dentin desensitizing and sealing on the shear bond strength of two universal resin cements. *J Adhes Dent* 2010; 12: 381-92.
9. Felton DA, Bergenholtz G, Kanoy B. Evaluation of the desensitizing effect of Gluma Dentin Bond on teeth prepared for complete-coverage restorations. *Int J Prosthodont* 1991; 4: 292-298.
10. Swift EJ Jr, Lloyd AH, Felton DA. The effect of resin desensitizing agents on crown retention. *J Am Dent Assoc* 1997; 128: 195-200.
11. Kolker JL, Vargas MA, Armstrong SR, Dawson DV. Effect of desensitizing agents on dentin permeability and dentin tubule occlusion. *J Adhes Dent* 2002; 4: 211-21.
12. Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ. Dentin adhesion of modified 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dent Mat* 1992; 8: 259-64.
13. Stawarczyk B, Hartmann R, Hartmann L, Roos M, Özcan M, Sailer I. The Effect of Dentin Desensitizer on Shear Bond Strength of Conventional and Self-adhesive Resin Luting Cements After Aging. *Operative Dentist* 2011; 36: 492-501.
14. Aranha ACC, Domingues FB, Franco VO, Gutknecht N, Eduardo CP. Effects of Er:YAG and Nd:YAG lasers on dentin permeability in root surfaces: a preliminary in vitro study. *Photomed Laser Surg* 2005; 23: 504–8.
15. Ceballo L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res* 2002; 81: 119–22.
16. Omae M, Inoue B, Itota T, Finger WJ, Inoue M, Tanaka K, Yamamoto K, Yoshiyama M. Effect of a desensitizing agent containing glutaraldehyde and HEMA on bond strength to Er:YAG laser-irradiated dentine. *J Dent Res* 2007; 35: 398–402.
17. Pashley EL, Tao L, Pashley DH. Effects of oxalate on dentin bonding. *Am J Dent* 1993; 6: 116-18.
18. Kishore A, Mehrotra KK, Saimbi CS. Effectiveness of desensitizing agents. *J Endod* 2002; 28: 34-5.
19. Ritter AV, de LDW, Miguez P, Caplan DJ, Swift Ej, Jr. Treating cervical dentin hypersensitivity with fluoride varnish: a randomized clinical study. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 1013-20.
20. Lan WH, Lee BS, Liu HC, Lin CP. Morphologic study of Nd:YAG laser usage in treatment of dentinal hypersensitivity. *J Endod* 2004; 30: 131-4.
21. Makkar S, Goyal M, Kaushal A, Hedge V. Effect of desensitizing treatments on bond strength of resin composites to dentin – an in vitro study. *J Conserv Dent* 2014; 17: 458-61.
22. Birang R, Poursamimi J, Gutknecht N, Lampert L, Mir M. Comparative evaluation of the effects of Nd:YAG and Er:YAG laser in dentin hypersensitivity treatment. *Lasers Med Sci* 2007; 22: 21– 4.
23. Bachmann L, Diebolder R, Hibst R, Zezell DM. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium laser irradiation. *Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc* 2005; 61: 2634–9.
24. Lehmann N , Degrange M. Effect of four dentin desensitizer on the shear bond strength of three bonding systems. *European Cells and Materials* 2005; 9: 52-3.
25. Ritter AV, Heyamann HO, Swift EJ Jr, Perdiago J, Rosa BT. Effects of different re-wetting techniques on dentin shear bond strengths. *J Esthet Dent* 2000; 12: 85-96.
26. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, et al. A TEM study of Two water based adhesive systems bonded to Dry and Wet Dentin. *J Dent Res* 1998; 77: 50-9.
27. Perdigao J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW. The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 1999; 15: 282-95.

28. Mazzitelli C, Monticelli F, Osorio R, Casucci A, Toledano M, Ferrari M. Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. *Dental Materials* 2008; 24: 1156-63.
29. Sauro S, Pashley DH, Montanari M, Chersoni S, Carvalho RM, Toledano M. Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2007; 23: 705-13.
30. Perdigo J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 2010; 26: 24-37.
31. Brännström M, Linden LA, Johnson G. Movement of dentinal and pulpal fluid caused by clinical procedures. *J Dent Res* 1968; 47: 679-82.
32. Acar O, Tuncer D, Yuzugullu B, Celik C. The effect of dentin desensitizers and Nd:YAG laser pre-treatment on microtensile bond strength of self-adhesive resin cement to dentin. *J Adv Prosthodont* 2014; 6: 88-95.
33. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Three-year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 512-8.
34. Schein MT, Bocangel JS, Nogueira GE, Schein PA. Sem evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using ER:YAG laser. *J Dent* 2003; 31: 127-35.
35. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Scarpelli F, Vitale M. SEM analysis of dentin treated with the ER:YAG laser: a pilot study of the consequences resulting from laser use on adhesion mechanisms. *J Clin Laser Med Surg* 2004; 22: 35-41.
36. RelyXTM U200. Self-Adhesive Resin Cement, Technical Data Sheet 3M ESPE; St. Paul; MN; USA
37. Aranha AC, Siqueira Junior Ade S, Cavalcante LM, Pimenta LA, Marchi GM. Microtensile bond strengths of composite to dentin treated with desensitizer products. *J Adhes Dent* 2006; 8: 85-90.
38. Lawaf S, Jalalian E, Roshan R, Azizi A. Effect of GLUMA desensitizer on the retention of full metal crowns cemented with Rely X U200 self-adhesive cement. *J Adv Prosthodont* 2016; 8: 404-410.

Corresponding Author:

Yrd.Doç.Dr. Ceyda AKIN
Necmettin Erbakan Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi AD
Karatay, Konya, Türkiye
GSM: +90 532 367 08 10
Tel : +90 332 220 00 26
Faks: +90 332 220 00 45

RESEARCH

Assessment of the sealing ability of resin based root-canal sealers using glucose leakage model*

Betül Güneş^α, Hale Arı Aydınbelge^β

Selcuk Dent J, 2017; 4: 116-122 (Doi: 10.15311/selcukdentj.310709)

Başvuru Tarihi: 05 Mayıs 2017
Yayına Kabul Tarihi: 20 Haziran 2017

ABSTRACT

Assessment of the sealing ability of resin based root-canal sealers using glucose leakage model

Background: The objective of this study was to assess the sealing ability of resin based sealers.

Methods: Fifty-five extracted human single-rooted teeth were used in this study. After removing the crowns of the teeth at cement-enamel junction, all roots were instrumented with a set of ProTaper Universal rotary instruments. The specimens were divided into three experimental group (n=15), ten roots were used as positive and negative controls (n=5). The root canals were filled by the single-cone technique with MM-SealTM, MetaSEALTM and AH Plus sealers. The sealing ability of the sealers was measured by glucose leakage model and samples were taken weekly four weeks. The glucose concentrations were analyzed using Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U tests.

Results: MetaSEALTM showed the most leakage during the test period. Along the three weeks there was no significant difference between MM-SealTM and AH Plus. At fourth week MM-SealTM showed the best sealing ability (P < 0.01).

Conclusion: Under the conditions of this *in-vitro* study, while considering the sealing ability MM-Seal is an alternative material to AH Plus when used with single-cone technique.

KEYWORDS

Glucose leakage method, resin based sealers, sealing ability, single-cone technique

ÖZ

Rezin esaslı kanal dolgu patlarının kapatıcılık özelliklerinin glukoz sızıntısı modeli ile değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı rezin esaslı kanal dolgu patlarının kapatıcılık özelliklerini karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntemler: Bu çalışmada elli beş adet çekilmiş tek köklü insan dişi kullanılmıştır. Dişlerin kuranları mine-sement hizasından uzaklaştırıldıktan sonra tüm örneklerin kök kanalları ProTaper döner aletleri ile genişletilmiştir. Örneklerden 15 kök içeren üç adet deneysel grup ve beşer kök içeren pozitif negatif kontrol grupları elde edilmiştir. Kök kanalları deneysel gruplarda açılı tek kon yöntemi kullanılarak AH Plus, MM-Seal ve MetaSEAL kanal dolgu patlarıyla doldurulmuştur. Kanal dolgu patlarının kapatıcılık özelliği glukoz sızıntısı testi ile haftalık olarak bir ay boyunca değerlendirilmiştir. Glukoz konsantrasyon değerleri Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri kullanılarak istatistiksel olarak incelenmiştir.

Bulgular: MetaSEAL test süresi boyunca en fazla sızıntı miktarını göstermiştir. İlk üç hafta MM-Seal ve AH Plus arasında istatistiksel olarak fark gözlenmez iken dördüncü haftada MM-Seal en iyi kapama kabiliyetine sahip olmuştur. (P < 0.01)

Sonuç: Bu *in-vitro* çalışma sonuçlarına göre açılı tek kon yöntemi kullanıldığında MM-Seal kapatıcılık özelliği açısından AH Plus'a alternatif bir materyal olarak görülmektedir.

ANAHTAR KELİMELER

Glukoz sızıntı yöntemi, kapatıcılık özelliği, rezin esaslı kanal patları, tek kon yöntemi

One of the aims of a successful endodontic treatment is to prevent the penetration of microorganisms, their toxins and tissue fluids into the root canal space and periapical tissues.¹⁻³ This is achieved when the root canal space is obturated in all dimensions and sealed both coronally and apically.⁴⁻⁶ Because apical leakage of root canal filling is a common cause of endodontic failure.^{7,8}

A variety of *in-vitro* experimental methods are described to evaluate the leakage of endodontic materials. Dye leakage, fluid filtration and bacterial penetration are the most frequently used methods. Xu

et al developed and referred glucose leakage model that evaluates the amount of glucose which leaks along the root canal. In this method, glucose is selected as the tracer because it has a low molecular weight. This is a quantitative and nondestructive method assesses the sealing ability of root canal filling materials.⁹

Although a large number of filling materials and techniques are available for the root canal filling, the combination of sealer and gutta-percha is the most common used technique clinically.¹⁰ The use of sealers in endodontic treatment obtains bonding of the core material to the dentin walls and filling the irregularities

* Bu çalışma 88th Congress of IADR General Session kongresinde poster olarak sunulmuştur.

^α University of Osmangazi, Faculty of Dentistry, Department of Endodontics, Eskişehir, Turkey

^β University of Selcuk, Faculty of Dentistry, Department of Endodontics, Selcuklu-Konya, Turkey

of the root canal system.^{11, 12} Properties of an ideal root canal sealers are sealing the root canal system tightly, having good adhesion to dentin walls and being biocompatible, antibacterial, nontoxic and radiopaque.^{11, 13} Resin based sealers are one of the most frequently used materials with gutta-percha. Because they provide good physical properties and show adequate biological performance.^{6, 14}

MM-Seal™ (Micro-Mega, Besançon, France) is a new introduced epoxy-resin based root canal sealer which contains epoxy-oligomer resin, calcium phosphate, ethylene glycol salicylate, bismuth subcarbonate and zirconium oxide. It is produced in a dual syringe package provides accurate dispensing. The manufacturer claims that MM-Seal has good apical tolerance and low solubility in soft tissues.

MetaSEAL™ (Parkell Inc, Farmington, NY) is new self-adhesive and dual-curable resin cement which contains 4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride (4-META). This sealer is also marketed as Hybrid Root Seal in Japan (Sun Medical, Shiga, Japan). MetaSEAL™ doesn't need any priming and acid etching protocol because it is a self-etching and dual-cure resin cement.¹⁵ According to manufacturer it is highly biocompatible and well tolerated by periapical tissues. MetaSEAL™ bonds to gutta-percha and radicular dentin by creating the hybrid layers.¹⁶ An acidic monomer 4-META allows conditioning of the dentin walls and penetrates into the collagen network.¹⁷ The sealer has hydrophilic characteristics because of 4-META and is suggested with cold compaction or single-cone techniques.¹⁸

AH Plus (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) is a commonly used epoxy-resin based sealer which achieves a tight seal in root canal. It has biocompatible, low solubility and antibacterial properties.

The purpose of this in-vitro study is to compare the sealing ability of two new resin based sealers and AH Plus with a single-cone technique using glucose leakage model.

MATERIALS AND METHODS

Fifty-five recently extracted human mandibular premolars with single and straight canal were selected for this study. The teeth had been extracted for periodontic or orthodontic reasons and stored at +4°C in a physiological saline solution before use. Soft tissue remnants and calculus of the teeth were removed and each tooth was placed in 5.25 % sodium hypochlorite (NaOCl) to disinfect the surface. Bucco-lingual and mesio-distal radiographs were taken to verify presence of single canal. The crowns of the teeth were removed at the cemento-enamel junction by using a high speed bur under water cooling so that all roots were approximately 14 mm long.

To determine the working length, #10 K-file (Dentsply, Maillefer) was inserted into the root canal until it was visible at the apical foramen and subtracting 1 mm from this length. The apical patency of the root canals was maintained throughout instrumentation using #15 K-file (Dentsply, Maillefer). All roots were instrumented using a crown-down technique with rotary ProTaper nickel-titanium files (Dentsply, Maillefer) to F3. The root canals were irrigated with 2 ml of a freshly prepared solution of 2.5 % NaOCl between each instrument. After finishing the instrumentation, the smear layer was removed with 10 ml of 17 % EDTA, 10 ml of 5.25 % NaOCl and 5 ml distilled water. The canals were then dried with sterile paper points.

Resin based sealers used in this study are shown in **Table 1**.

Ten roots were then selected and used as positive and negative controls (n=5). The rest of the roots were divided into three experimental groups 15 teeth each. The root canals were obturated using a single-cone technique, as follows;

Group 1: F3 ProTaper gutta-percha points were fitted to the working length with tug-back. The points were then coated with AH Plus root canal sealer and placed into the root canals. After obturation, excess gutta-percha 1 mm below the coronal surface was removed with heated instrument and vertically compacted with plugger. The cavity was then cleaned with cotton pellets.

Group 2: F3 ProTaper gutta-percha points were fitted to the working length with tug-back. MetaSEAL™ (Hybrid Root SEAL) was mixed according to manufacturer's recommendation. As defined, 3 drops of liquid and 1 cup of powder were mixed on the mixing pad with a spatula until having homogeneous paste. The gutta-percha points were then coated with the sealer and introduced into the root canals. After obturation, excess gutta-percha was removed described in group 1.

Group 3: F3 ProTaper gutta-percha points were fitted to the working length with tug-back. According to manufacturer's recommendation, MM-Seal base and catalyst (2:1 wt. ratio) were mixed on the mixing pad with a spatula. The gutta-percha points were then coated with the sealer and placed into the root canals. After obturation, excess gutta-percha was removed in the same manner as in group 1.

In this study, five root canals were filled with F3 ProTaper gutta-percha points without any sealer to serve as positive controls. Five root canals were filled with F3 ProTaper gutta-percha points and AH Plus and were completely covered with nail varnish to serve as negative controls.

Coronal surfaces of the roots were filled with temporary filling material Fermin (Detax, Ettlingen-Germany) and all of the specimens were stored for 1 month at 37 °C and 100% humidity for sealers' setting.

Table 1.

Resin based sealers used in this study

Sealer	Ingredients	Manufacturer
AH Plus	Paste A: Bisphenol-A epoxy resin, Bisphenol-F epoxy resin, Calcium tungstate, Zirconium oxide, Silica, Iron oxide pigments, Aerosil Paste B: N-Dibenzyl-5-oxanonane, TCD-Diamine, Aminoadamantane, Tricyclodecane-diamine, Calcium tungstate, aerosil Zirconium oxide, Silica, Silicone oil	Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany
MM-Seal	Base: epoxy-oligomer resin, calcium phosphate, ethylene glycol salicylate, bismuth subcarbonate, zirconium oxide Catalyst: poly aminobenzoate, triethanolamine, calcium phosphate, bismuth subcarbonate, zirconium oxide, calcium oxide	Micro-Mega, Besançon, France
MetaSEAL™ (Hybrid Root SEAL)	Powder: mixture of zirconium oxide filler, SiO ₂ filler, and polymerization initiators Liquid: 4-META, monofunctional methacrylate monomer, multifunctional macrylate monomers and photo-initiators	Parkell Inc, Farmington, NY

Measurement of microleakage

All samples were placed into a glucose leakage model designed to evaluate the leakage. This method firstly introduced by Xu *et al* and used by others.^{1, 9, 19} The coronal 7 mm of the roots were embedded in acrylic resin to form a cylinder around the samples. The acrylic resin block around the root was individually connected to a 16-cm-long plastic pipette with a silicone tube of which diameter was 5 mm. The assembly was then placed in a sterile glass bottle with a screw cap. 3 ml of 0.2% NaN₃ was injected into the glass bottle so that the root samples were immersed in the solution. NaN₃ was used to prevent the growth of the microorganisms that might influence the glucose readings through the decomposition of glucose.^{9, 19} Cyanoacrylate adhesive was used to seal all of the interfaces. The tracer used in the present study was a 1 mol L⁻¹ glucose solution. Glucose has a low molecular weight and is hydrophilic and chemically stable. About 5 ml of 1 mol L⁻¹ glucose solution

containing 0.2% NaN₃ was injected into the plastic pipette until the level of the solution was 14 cm higher than the coronal surface of the root which created a hydrostatic pressure of 1.5 kPa or 15 cm H₂O.⁹ To assure an open system 22-gauge needle was used in the screw cap (Figure 1). The specimens were placed into an incubator at 37 °C temperature for the duration of observation periods.

A total of 150-μL of the solution was drawn from the glass bottle by using a micropipette at 7, 14, 21 and 28 days. The same amount of 0.2% NaN₃ was added to the glass bottle reservoir to maintain a constant volume of 3 ml. The samples were then analyzed with a Glucose kit (Flex, Siemens) in a spectrophotometer at a wavelength 340 nm. Concentration of glucose in the lower chamber was calculated in mg/ml.



Figure 1.
Glucose leakage model

Statistical analysis

Data were analyzed with the Kruskal-Wallis and the Mann-Whitney U tests. Differences between the groups were analyzed with the Kruskal-Wallis test and the Mann-Whitney U test was used to make pair-wise comparisons. We considered values of P < 0.01 as significant.

RESULTS

In the negative control group there was no detectable glucose in the glass bottle and the positive control group showed the excessive amount of glucose leakage for 4 weeks.

The mean (standard deviation [SD]) and median (range) of glucose leakage values for each group are shown in Table 2. The difference between the glucose concentration of the experimental groups were significant at week 1, 2, 3, and 4 ($P < 0.01$) (Figure 2).

Table 2.

Mean (standard deviation [SD]) and Median (range) of glucose penetration (mg/ml) along the root canal filling

Group		Week			
		1	2	3	4
AH Plus	Mean (SD)	0,26 (0,08)	0,32 (0,09)	0,33 (0,05)	0,38 (0,06)
	Median (range)	0,28(0-0,36)	0,36(0-0,38)	0,34(0-0,43)	0,36(0-0,52)
MetaSeal	Mean (SD)	0,42 (0,19)	0,84 (0,33)	0,90 (0,23)	0,62 (0,27)
	Median (range)	0,46(0-0,64)	0,85(0-1,73)	0,86(0-1,58)	0,68(0-0,93)
MM-Seal	Mean (SD)	0,29 (0,10)	0,34 (0,05)	0,40 (0,12)	0,30 (0,11)
	Median (range)	0,30(0-0,52)	0,35(0-0,43)	0,36(0-0,72)	0,29(0-0,53)

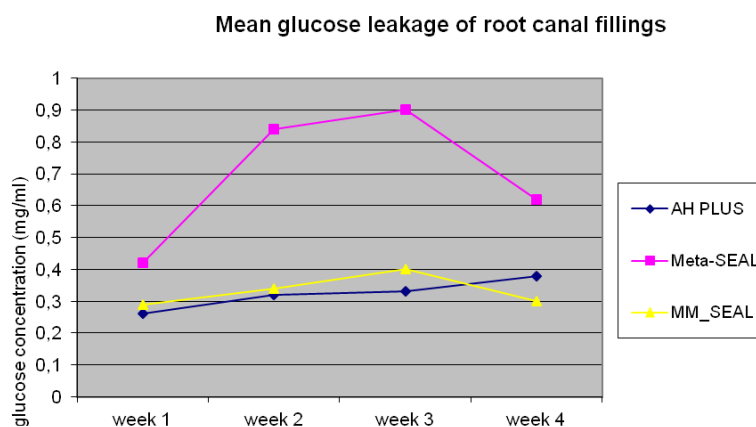


Figure 2.

Mean glucose leakage of root canal fillings per group over time

There were no significant differences in glucose penetration between the groups filled with AH Plus and MM-Seal during 3 weeks, apical sealing abilities of these materials were better than MetaSEALTM. At fourth week, the glucose penetrations between the root canals filled with MetaSEALTM, AH Plus and MM-Seal were statistically different. MM-Seal showed less leakage than AH Plus and MetaSEALTM. The sealing ability of AH Plus was better than MetaSEALTM. MetaSEALTM showed the greatest amount of glucose leakage during the test period ($P < 0.01$).

DISCUSSION

Several in-vitro methods have been used to assess the sealing ability of root canal sealers, such as radiolabeled isotopes,²⁰ dye leakage,²¹ bacterial penetration,²² electromechanical tests²³ and fluid filtration.²⁴ Dye, radioisotope, fluid, bacteria and their products have been used as a tracer in leakage tests. A large variation of the result was produced with dye leakage method and to reproduce and compare this method is difficult.^{9, 25} In bacterial penetration method to maintain aseptic conditions during the experiment was difficult,⁹ antibacterial effects of the sealers might change the test results.²⁶ The fluid filtration method which is popular recently has no standardization.⁹ The measurement time, the applied pressure, the diameter and the length of the bubble might influence the results.²⁷ In this present study glucose leakage method in which glucose solution was chosen as the tracer was used to evaluate the leakage of the sealers. Glucose solution was selected in this method because it has low molecular weight, is hydrophilic, chemically stable and an important nutrient for bacteria and biofilm. Xu *et al* stated that if glucose could leak into the root canal from the oral cavity, bacteria that might survive after root canal preparation and filling could proliferate and cause periapical inflammation. Therefore choice of the glucose solution was thought to be more clinically relevant than other tracers used in microleakage tests.⁹ Shemesh *et al* reported that glucose test might be more sensitive than the measurement of the fluid transport. Although in glucose penetration method, glucose concentration is determined by a sensitive enzymatic reaction measured by the spectrophotometer, measurement of the bubble movement is carried out by eye in fluid filtration method.^{28, 29} Furthermore glucose leakage method which is practical has an advantage that the specimens are not destroyed. The amount of glucose that leaked through the root canal filling could be determined with glucose oxidase method quantitatively.

Shemesh *et al* stated that glucose react with $\text{Ca}(\text{OH})_2$ containing products. According to results of their study Portland cement, MTA, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ and sealer 26 reduced the concentration of glucose significantly after a week.³⁰ But there are a lot of studies used glucose leakage method with $\text{Ca}(\text{OH})_2$ containing materials.^{9, 31, 32} Xu *et al*⁹ used Pulp Canal Sealer EWT, AH Plus and Sealapex with glucose leakage method. Bailón-Sánchez *et al*³¹ used CavitTM G, Tetric EvoFlow and ProRoot TM MTA as intraorifice barriers and evaluated the sealing ability of these materials with glucose leakage method. They stated that they didn't find lower ProRoot TM MTA values with this method. Zou *et al*³² used calcium sulphate barrier to repair the perforations and evaluated the sealing ability of resin based material with glucose leakage method. They reported that they did not take the reaction between MTA and glucose into consideration when the glucose leakage model was chosen in their study. This reaction may be affected by several factors, such as the concentration of the glucose solution, the volume of MTA, and the solubility of MTA.³³ In this study MM-Seal showed the same sealing ability with AH Plus during three weeks. At the fourth week sealing ability of MM-Seal observed the lowest amount of leakage. That might be owing to the calcium oxide or calcium phosphate contents of MM-Seal.

The results of this present study showed that the sealing ability of MM-Seal is better than AH Plus and MetaSEALTM after a month when used with single-cone gutta-percha technique. Bodrumlu *et al* compared the sealing ability of resin based sealers after radiotherapy application.⁸ They used AH Plus, AH 26 and MM-Seal sealers with lateral condensation technique. They immersed the samples in 5 % methylene blue dye and centrifuged them at 30 gauss for 4 minutes to measure the leakage. The results showed that MM-seal and AH Plus showed similar apical sealing abilities. Onay *et al* reported that apical leakage values of RealSeal and MM-Seal were higher than MetaSEALTM when used with resilon.³ Sealing ability of MM-Seal and gutta-percha (Herofill) combination is superior to Hybrid Root Seal and Resilon combination.³ The core material used with sealer might affects the test results. Resin based sealers (AH Plus and MM-Seal) show high bond strength to root dentin. They chemically bonds to root dentin by reacting with exposed amino groups in collagen to form covalent bonds between the resin and collagen.^{34, 35}

The fourth generation methacrylate resin based sealer MetaSEALTM contains the combination of an etchant, a primer and a sealer into all-in-one. This self adhesive sealer reduces the treatment time. Manufacturers recommend the removal of the smear layer with EDTA as the final irrigation to reduce the leakage and

improve the sealing ability. Kim *et al* reported that after applying EDTA to solve the smear layer, MetaSEALTM created a thin hybrid layer and penetrated dentinal tubules to produce filler-containing resin tags.³⁶ In our previous study, MetaSEALTM showed less leakage with vertical and cold lateral condensation techniques when compared with Thermafil and Ultrafil techniques.³⁷ Belli *et al*⁵ evaluated the sealing ability of MetaSEALTM comparing with Real SEAL and AH Plus sealers at different time intervals with fluid filtration method. They used these sealers both resilon and tapered gutta-percha points. According to their findings; leakage of AH Plus was more than MetaSEALTM/Gutta Percha group at first week, MetaSEALTM showed statistically similar sealing ability with AH Plus and Real SEAL at 24 week. Leakage of MetaSEALTM / gutta-percha combination didn't change until 24th weeks. In the present study, the sealing ability of AH Plus was better than MetaSEALTM during the test period. The reason of these different test results may be leakage methods and time intervals. Hybrid Root Seal (MetaSEAL) shows less bonding strength than resin- and bioceramic-based sealers when used with gutta-percha.³⁸ Using Hybrid Root Seal (MetaSEAL) with traditional gutta-percha cones prevents the adhesive bonding between the core material and sealer.³⁸ Methacrylate based sealers show polymerization shrinkage inside the root canals which can cause to de-bonding of sealer.³⁹

There are a lot of studies with different results shows the sealing ability of AH Plus.^{6, 10, 40, 41} In this study AH Plus showed same sealing ability with MM-Seal until the fourth week. Zmener *et al*⁴⁰ compared the sealing abilities of AH Plus and AH 26 by dye penetration method. They stated that AH 26 less leaked than AH Plus at ten days. Yücel *et al*¹⁰ showed that specimens filled with AH Plus exhibited same leakage values with AH 26 with bacterial penetration method after 60 days. Da Silva Neto *et al*⁶ evaluated the sealing abilities of AH Plus, EndoREZ and AH 26 by fluid filtration method. They stated that AH 26 showed more leakage than AH Plus. In a study of Onay *et al*⁴¹ AH Plus and gutta-percha combination demonstrated better sealing ability than AH Plus and Resilon combination.

CONCLUSION

There isn't enough study about the sealing abilities of MM-Seal and MetaSEALTM (Hybrid Root SEAL) when used with single-cone technique. Further investigations and long term evaluations should be done to determine the effectiveness of these new resin based sealers.

REFERENCES

1. Ozok AR, van der Sluis LW, Wu MK, Wesselink PR. Sealing ability of a new polydimethylsiloxane-based root canal filling material. *J Endod* 2008;34(2):204-7.
2. Cohen S, Burns RC, editors. *Pathways of the pulp*. St. Louis: C. V. Mosby; 1994; p. 219-20.
3. 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(2): e49-54. a
4. Herbert Schilder, *Filling root canals in three dimensions*. *Dent Clin North Am* 1967; 723-44.
5. Belli S, Ozcan E, Derinbay O, Eldeniz AU. A comparative evaluation of sealing ability of a new, self-etching, dual-curable sealer: hybrid root SEAL (MetaSEAL). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106(6): e45-52.
6. da Silva Neto UX, de Moraes IG, Westphalen VP, Menezes R, Carneiro E, Fariniuk LF. Leakage of 4 resin-based root-canal sealers used with a single-cone technique. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 104(2): e53-7.
7. Ruddle CJ. Nonsurgical endodontic retreatment. *J Calif Dent Assoc* 2004; 32(6): 474-84. Review.
8. Bodrumlu E, Avsar A, Meydan AD, Tuloglu N. Can radiotherapy affect the apical sealing ability of resin-based root canal sealers? *J Am Dent Assoc* 2009; 140(3): 326-30.
9. Xu Q, Fan MW, Fan B, Cheung GS, Hu HL. A new quantitative method using glucose for analysis of endodontic leakage. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 99(1): 107-11.
10. Yücel AC, Güler E, Güler AU, Ertaş E. Bacterial penetration after obturation with four different root canal sealers. *J Endod* 2006; 32(9): 890-3.
11. Zhang W, Li Z, Peng B. Assessment of a new root canal sealer's apical sealing ability. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 107(6): e79-82.
12. Lee KW, Williams MC, Camps JJ, Pashley DH. Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. *J Endod* 2002; 28(10): 684-8.
13. Sagsen B, Er O, Kahraman Y, Orucoglu H. Evaluation of microleakage of roots filled with different techniques with a computerized fluid filtration technique. *J Endod* 2006; 32(12): 1168-70.
14. Economides N, Kokorikos I, Kolokouris I, Panagiotis B, Gogos C. Comparative study of apical sealing ability of a new resin-based root canal sealer. *J Endod* 2004; 30(6): 403-5.
15. Onay EO, Ungor M, Ari H, Belli S, Ogus E. Push-out bond strength and SEM evaluation of new polymeric root canal fillings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 107(6): 879-85. b
16. Lawson MS, Loushine B, Mai S, Weller RN, Pashley DH, Tay FR, Loushine RJ. Resistance of a 4-META-containing, methacrylate-based sealer to dislocation in root canals. *J Endod* 2008; 34(7): 833-7.
17. Stoll R, Thull P, Hobeck C, Yüksel S, Jablonski-Momeni A, Roggendorf MJ, Frankenberger R. Adhesion of self-adhesive root canal sealers on gutta-percha and Resilon. *J Endod* 2010; 36(5): 890-3.
18. Pinna L, Brackett MG, Lockwood PE, Huffman BP, Mai S, Cotti E, Dettori C, Pashley DH, Tay FR. In vitro cytotoxicity evaluation of a self-adhesive, methacrylate resin-based root canal sealer. *J Endod* 2008; 34(9): 1085-8.
19. De-Deus G, Soares J, Leal F, Luna AS, Fidel S, Fidel RA. Similar glucose leakage pattern on smear-covered, EDTA-treated and BioPure MTAD-treated dentin. *J Endod* 2008; 34(4): 459-62.
20. Haikel Y, Wittenmeyer W, Bateman G, Bentaleb A, Allemann C. A new method for the quantitative analysis of endodontic microleakage. *J Endod* 1999; 25: 172-7.
21. Starkey DL, Anderson RW, Pashley DH. An evaluation of the effect of methylene blue dye pH on apical leakage. *J Endod* 1993; 19: 435-9.
22. Kersten HW, Moorer WR. Particles and molecules in endodontic leakage. *Int Endod J* 1989; 22: 118-24.
23. von Fraunhofer JA, Fagundes DK, McDonald NJ, Dumsha TC. The effect of root canal preparation on microleakage within endodontically treated teeth: an in vitro study. *Int Endod J* 2000; 33: 355-6
24. Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR, Moorer WR. Fluid transport and bacterial penetration along root canal fillings. *Int Endod J* 1993; 26(4): 203-8.
25. Wu MK, Wesselink PR. Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance. *Int Endod J* 1993; 26(1): 37-43. Review.
26. Karapinar-Kazandağ M, Tanalp J, Bayrak OF, Sunay H, Bayirli G. Microleakage of various root filling systems by glucose filtration analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109(6): e96-102.
27. Pommel L, Camps J. Effects of pressure and measurement time on the fluid filtration method in endodontics. *J Endod* 2001; 27(4): 256-8.
28. Shemesh H, Wu MK, Wesselink PR. Leakage along apical root fillings with and without smear layer using two different leakage models: a two-month longitudinal ex vivo study. *Int Endod J* 2006; 39(12): 968-76.

29. Shemesh H, van den Bos M, Wu MK, Wesselink PR. Glucose penetration and fluid transport through coronal root structure and filled root canals. *Int Endod J* 2007; 40(11): 866-72.
30. Shemesh H, Souza EM, Wu MK, Wesselink PR. Glucose reactivity with filling materials as a limitation for using the glucose leakage model. *Int Endod J* 2008; 41(10): 869-72.
31. Bailón-Sánchez ME, González-Castillo S, González-Rodríguez MP, Poyatos-Martínez R, Ferrer-Luque CM. Intraorifice sealing ability of different materials in endodontically treated teeth. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011; 16(1): 105-9
32. Zou L, Liu J, Yin S, Li W, Xie J, In vitro evaluation of the sealing ability of MTA used for the repair of furcation perforations with and without the use of an internal matrix. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics* 2008 105, 61-5
33. Letters to the Editor *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106, 626-7
34. Gade VJ, Belsare LD, Patil S, Bhede R, Gade JR. Evaluation of push-out bond strength of endosequence BC sealer with lateral condensation and thermoplasticized technique: An in vitro study. *J Conserv Dent* 2015; 18: 124-7.
35. Polineni S, Bolla N, Mandava P, Vemuri S, Mallela M, Gandham V. M. Marginal adaptation of newer root canal sealers to dentin: A SEM study. *J Conserv Dent* 2016; 19(4): 360-3.
36. Kim YK, Grandini S, Ames JM, Gu L, Kim SK, Pashley DH, et al. Critical Review on Methacrylate Resin-based Root Canal Sealers. *J Endod* 2010; 36(3): 383-399
37. Ari H, Belli S, Gunes B. Sealing ability of Hybrid Root SEAL (MetaSEAL) in conjunction with different obturation techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109(6): e113-6.
38. Madhuri G, V Varri, S Bolla, N Mandava, P Akkala, Shaik J. (2016). Comparison of bond strength of different endodontic sealers to root dentin: An in vitro push-out test. *J Conserv Dent* 2016; 19(5): 461.
39. Setia P, Sikri VK, Sroa RB, Sidhu B. Apical sealing ability of two novel root canal sealers: An ex-vivo study. *J Int Clin Dent Res Organ* 2013; 5: 9-13.
40. Zmener O, Spielberg C, Lamberghini F, Rucci M. Sealing properties of a new epoxy resin-based root-canal sealer. *Int Endod J* 1997; 30(5): 332-4.
41. Onay EO, Ungor M, Orucoglu H. An in vitro evaluation of the apical sealing ability of a new resin-based root canal obturation system. *J Endod* 2006; 32(10): 976-8.

Corresponding Author:

Yrd. Doç. Dr. Betül Güneş
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti AD
Odunpazarı, Eskişehir
Tel : 90 505 266 75 01
Faks: 90 222 239 12 73
E-mail: dtbetulgunes@hotmail.com

Metal-seramik restorasyonlarda fırınlama sayısı ve seramik kalınlığının renk değişimine etkisi

İlkin Tuncel^α, Işıl Turp^α, Buğra Düş^α, Ahmet Hamdi Selçuker^α, Akif Aslantaş^α, Enes Bekman^α

Selcuk Dent J, 2017; 4: 123-127 (Doi: 10.15311/selcukdentj.312779)

Başvuru Tarihi: 17 Mayıs 2017
Yayına Kabul Tarihi: 27 Temmuz 2017

ÖZ

Metal-seramik restorasyonlarda fırınlama sayısı ve seramik kalınlığının renk değişimine etkisi

Amaç: Bu çalışmanın amacı metal alt yapı üzerindeki farklı kalınlık ve markalara ait venter seramiklerin tekrarlayan fırınlamalar sonrası renk değişimlerini incelemektir.

Gereç ve Yöntemler: İki farklı markaya ait venter seramik (Vita VMK Master, GC Initial) ile metal altyapı üzerinde iki farklı kalınlıkta (1 ve 1,5 mm) örnekler hazırlanmıştır. Her bir grup için örnek sayısı 20 olarak saptanmıştır. Porselen örnekler 2 kez fırınlandıktan sonra başlangıç renk ölçümü spektrofotometre ile yapılmıştır. Her örneğin renk ölçümü 3 kez tekrar edilmiş, ortalaması alınarak değerlendirilmiştir. Ölçümler 3, 5, 7 ve 9 fırınlama sonrası tekrarlanmıştır ve renk değişim değerleri (ΔE) elde edilmiştir. Verilerin değerlendirilmesinde tekrarlayan varyans analizi ve grupların karşılaştırılmasında ise Tukey's HSD testi kullanılmıştır.

Bulgular: Seramik kalınlığının ΔE değerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık yaratmadığı saptanmıştır. Markalar arasında ise ΔE değeri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttur. GC markası grupları bütün fırınlama döngüleri sonrasında Vita markası gruplarına göre daha fazla renk değişimi göstermiştir. Fırınlama sayısının artmasıyla birlikte örneklerin renk değişimi istatistiksel olarak anlamlı derecede artmıştır.

Sonuç: Tekrarlayan fırınlama işlemleri seramiğin renk stabilitesini etkilemektedir ve bu etki markalar arasında farklılıklar gösterebilmektedir.

ANAHTAR KELİMELER

Kalınlık, metal-seramik restorasyon, renk değişimi, tekrarlayan fırınlama

ABSTRACT

The effect of firing number and ceramic thickness on colour change of metal-ceramic restorations

Background: The aim of the study was to evaluate color change of metal supported ceramics of different thicknesses and brands after repeated firings.

Methods: Veneer ceramic specimens on metal substructures were prepared from two different brands (Vita VMK Master, GC Initial) with two different thicknesses (1-1,5 mm). Each group contained 20 specimens. The veneer ceramic was fired for two times and then the initial colour measurement was performed with spectrophotometer. Each specimen was measured for 3 times and their mean was taken. Color measurements were repeated after 3, 5, 7 and 9 firings and color change (ΔE) values were estimated. The obtained data was analyzed with repeated analysis of variance and the comparisons between the groups were carried out with Tukey's HSD test.

Results: The ceramic thickness did not cause any statistically significant ΔE value. However the ΔE values between the brands were statistically significant; groups of GC displayed higher ΔE values after all firing cycles compared with groups of Vita. The ΔE values increased significantly with the increase of number of firings.

Conclusion: Repeated firings affect the color stability of the ceramics and this effect varies between brands.

KEYWORDS

Thickness, metal-ceramic restoration, color change, repeated firings

Dental feldspatik seramikler üstün estetik, kimyasal stabilite ve biyouyumluluk özelliklerine rağmen düşük gerilme dayanımına ve kırılmalı bir yapıya sahiptirler.¹ Kırılmalı özellikleri ve dayanım değerlerinin düşük olması nedeniyle güçlendirilmeleri gerekmektedir.^{2,3} Metal alt yapı ile beraber kullanımı da bu yöntemlerden biridir. Metal-seramik restorasyonlar diş eksikliğinin fonksiyonel, biyolojik ve estetik olarak giderilmesinde yıllardır kullanılan güvenilir bir metoddur.

Olumlu özelliklerinin yanı sıra metal-seramik restorasyonların çeşitli olumsuz özellikleri de mevcuttur.

Bunlar arasında özellikle ince fenotipte dişeti varlığında metal renginin diş etinden yansması; özellikle kıymetsiz metal alaşımı kullanıldığında görülebilen metal alerjisi; kıymetsiz metal alaşımlarının korozyona yatkınlığı ve metal alt yapının ışığı geçirmemesi sonucu ışık geçirgenliğinin doğal dişlerden farklı olması sayılabilmektedir. Alt yapının metalik rengini kapatabilmek için öncelikle metalin üzerine opak seramik uygulamak gerekmektedir. Opak tabaka üzerine uygulanan seramiğin doğal dişin görsel özelliklerini verebilmesi için uygun kalınlıkta olması restorasyonun estetiği için önemlidir.

^α Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul

Bununla beraber uygun renk seçimi de estetik bir restorasyonun hazırlanmasında önemli bir faktördür.⁴ Algılanan diş rengi dentin ve mine içerisinden gelen ve mine yüzeyinden yansıyan ışığın sonucudur.⁴ Yapılacak olan dental restorasyonda renk uyumunun sağlanması için kullanılan seramiğin dentin ve mineye yakın görsel özellikler göstermesi beklenir. Seramiğin rengini etkileyen faktörlerin translusentlik özelliği, yüzey özellikleri ve şekli⁴, porselenin içeriği⁵⁻⁷, porselen kalınlığı⁸, final fırınlama ısısı⁹⁻¹², porselen yığılma tekniği ve fırınlama sayısı^{4,12-13} olduğu bildirilmiştir.

Porselen içeriği de rengi etkileyen faktörlerden biridir ve piyasada çeşitli içeriklere sahip porselenler bulunmaktadır. Bu içerik farklılığı bazen tekrarlayan fırınlamaların gerektiği metal-seramik restorasyonların renklerinde gözle algılanabilecek miktarlarda değişikliğe yol açabilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda Türkiye’de en yaygın kullanılan iki vener seramik markasının farklı kalınlık ve tekrarlayan fırınlama işlemleri sonrasında renk değişimlerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Sıfır hipotezi kalınlığın ve tekrarlayan fırınlamaların iki vener seramikte de renk değişimi üzerine etkisi olmadığıdır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda vener seramik yüklemesinin yapılması için 15 mm çapında 2 mm kalınlığında daire şeklinde 60 adet Cr-Co alaşımından (Wirobond, Bego, Germany) metal altyapı hazırlandı. Metal alt yapıların oluşturulması için içerişi mum ile doldurulabilecek kalıplar oluşturuldu. Bu kalıplarla elde edilen mum modelaj revetmana (Bellasum, Bego, Germany) alınarak döküm işlemi firma önerileri doğrultusunda gerçekleştirildi. Döküm işlemi sonrası elde edilen metal altyapılar revetmandan temizlendi, yüzey çapakları giderilerek cila işlemi uygulandı. Hazırlanan metal örneklerin üst yüzeyi 250 µm partikül boyutundaki temiz alüminyum oksit ile kumlama işlemine tabi tutuldu.

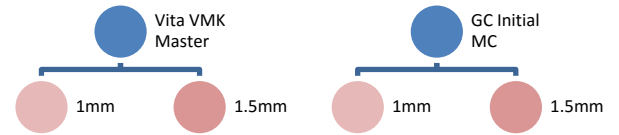
Vener seramiklerin metal altyapılar üzerine yığılma öncesinde her bir marka grubuna kendi firmasının ürettiği opak seramik (VITA VMK OPAQUE A2, GC Initial MC Paste Opaque OA2) uygulandı. Hazırlanan metal altyapılar üzerine A2 renkte iki farklı kalınlıkta (1 mm ve 1,5 mm) iki farklı seramik markası (Vita VMK Master (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) ve GC Initial (GC Corp, Tokyo, Japan)) yığıldı (Şekil 1). Çalışmamızda klinik kullanımda en çok tercih edilen renklerden biri olması sebebiyle A2 renkte opak ve dentin seramiği tercih edilmiştir. Vener seramiklerin hazırlanmasını standardize etmek amacıyla 10 mm genişliğinde ve 1 ile 1,5 mm derinliğinde delikleri olan metal şablonlar hazırlandı. Bu kalıplar yardımıyla örnekler üzerine seramikler yığılarak fırınladı. Opak seramiklerin uygulanması sırasındaki gibi vener seramiklerin metal alt yapıların üzerine yığılması sırasında da firmaların ürünleri için önermiş oldukları fırınlama prosedürleri uygulandı (Tablo 1). Seramikte meydana gelen büzülme kompanse

etmek ve seramik miktarının istenilen boyutlarda olmasını sağlamak için büzülen seramik üzerine metal şablon içerisinde tekrar seramik yığıldı ve fırınlama işlemi tekrarlandı. Vener seramiklerin ilk iki fırınlama işleminden sonra örnek kalınlıkları kumpas (Precimeter S, Renfert GmbH, Hilzingen, Germany) ile 5 farklı noktadan ölçülerek kontrol edildi.

Tablo 1.

Seramiklerin fırınlama prosedürleri

Gruplar	Ön Isıtma Derecesi	Kurutma Zamanı	Sıcaklık Artışı	Final Isısı	Final Isısı Süresi
GC	Firing 580°C	6 min	55°C/min	890°C	1 min
Vita	500°C	7,49	55°C/min	930	1 min



Şekil 1.

Seramik grupları ve alt gruplar

İlk iki fırınlama işlemi örnekler için başlangıç olarak kabul edildi ve her örnek için fırınlama işlemi ilk iki fırınlama sonrasında 9 fırınlamaya kadar tekrar edildi. Örneklerin başlangıç, 3., 5., 7. ve 9. tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında spektrofotometre (VITA Easyshade Compact, Bad Säckingen, Germany) ile renk ölçümleri yapıldı. Bu sistemle D65 illuminant ışık (renk sıcaklığı 6500° Kelvin olan gün ışığı) ve maksimum iki derecelik sapma açısı göstercek şekilde örneklerin renk ölçümleri yapıldı ve renk değerleri elde edildi. CIE L*a*b* değerleri her bir örnek için 3'er kez tekrar edildi ve L*a*b* değerleri kaydedildi. Bu üç ölçümden elde edilen değerlerin ortalamaları ΔE hesaplamalarında kullanıldı. Cihaz kalibrasyonu her grup ölçümü bitiminde değerlendirildi ve yeniden kalibrasyon yapıldı.

CIE L*a*b* ölçümleri ile her örneğin renk değişimi değerlendirildi. Toplam renk değişimi aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı;

$$\Delta E^* = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

Bu formüldeki ΔE değeri iki renk arasındaki L*a*b* değerleri arasındaki sayısal farklılığı göstermektedir. ΔE değeri 1'den küçük ise iki renk arasındaki

farklılık algılanamamaktadır. ΔE değeri 1'den büyük ve 3.7'den küçük ise iki renk arasındaki farklılık bireyin görsel yetisine bağlı olarak algılanabilmektedir. ΔE değeri 3.7'den büyük ise iki renk arasındaki farklılık algılabilir ve klinik olarak kabul edilemez seviyededir.^{14,15}

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS programı (SPSS PC, Vers.10.0; SPSS, Chicago, Ill) kullanılarak hesaplandı. Verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde tekrarlayan varyans analiz ölçümü kullanıldı. İkili karşılaştırmalarda Tukey's HSD testi ve paired 2-tailed testi kullanıldı ($\alpha=05$).

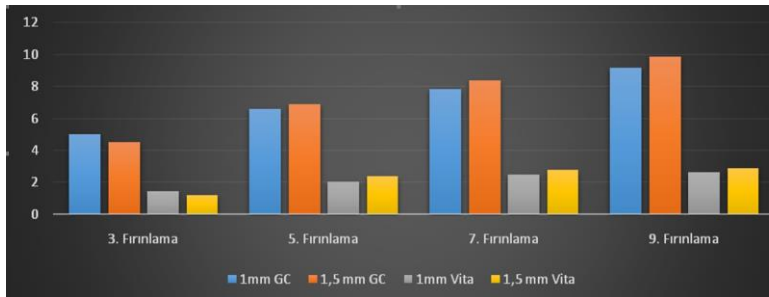
BULGULAR

Çalışma verileri sonucunda en az renk değişiminin 1mm kalınlığında Vita seramiğinde olduğu, en yüksek renk değişiminin ise 1,5 mm kalınlığındaki GC seramiğinde olduğu görüldü. Fırınlama sayıları arasında değerlendirme yapıldığında başlangıç, 3., 5., 7. ve 9. fırınlamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı. Fırınlama sayısının artmasıyla birlikte renk değişiminin de arttığı gözlemlendi. Kalınlık değişimleri değerlendirildiğinde istatistiksel olarak farklılık gözlenmedi (Tablo 2, Şekil 2).

Tablo 2.

Grupların renk değişim değerleri ve standart sapmaları

Grup	3. Fırınlama	5. Fırınlama	7. Fırınlama	9. Fırınlama
1mm GC	5.01±1.08 A,a	6.60±1.21 A,b	7.83±1.45 A,c	9.15±1.27 A,d
1.5 mm GC	4.52±0.82 A,a	6.92±1.04 A,b	8.39±1.01 A,c	9.89±1.22 A,d
1mm Vita	1.45±0.54 B,a	2.06±0.69 B,b	2.51±0.78 B,c	2.63±0.76 B,d
1.5 mm Vita	1.20±0.49 B,a	2.39±1.19 B,b	2.77±1.28 B,c	2.87±1.27 B,d



Şekil 2.

Grupların renk değişim değerleri

Markalar arasında renk değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu. GC marka grupların bütün sıklularda Vita marka gruplarına göre daha fazla renk değişimi gösterdiği gözlemlendi. GC marka gruplar başlangıçtan itibaren klinik olarak kabul edilemeyecek değerlerde ($\geq 3.7 \Delta E$) renk değişimi gösterirken Vita marka grupların renk değişimi 9. fırınlama sonrasında bile klinik olarak kabul edilebilecek seviyeyeydi.

TARTIŞMA

Çalışma verileri veneer seramiklerin tekrarlayan fırınlama işlemleri sırasında renk değişimi gösterdiğini ve farklı firmaların ürettiği seramik materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunduğunu göstermiştir ($p < 0.05$).

Porselen kalınlığının renk değişimi üzerine etkilerinin de değerlendirildiği çalışmamızda 1 ve 1,5 mm'lik iki farklı kalınlık değerlendirilmiştir. Bazı çalışmalar kalınlığın renk üzerinde etkili olabileceğini rapor etmektedir.^{16,17} Bu çalışmalarda 0.5 ile 2mm arasındaki seramik kalınlıkları değerlendirilmiştir. Kalınlığın renk değişimini etkilediği çalışmalarda kalınlığın artmasıyla birlikte tekrarlanan fırınlama işlemlerinin seramik üzerinde daha az renk değişimi gösterdiğini raporlamışlardır. Çalışmamızın sonucunda seramik kalınlığındaki artış ile (3. fırınlama dışında) birlikte seramikteki renk değişiminin de arttığı bulunmuştur. Fakat kalınlığının tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında seramik üzerinde istatistiksel olarak önemli bir renk değişimi etkisi olmadığı da görülmüştür.

Markalar kendi aralarında değerlendirildiğinde ise gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık bulunmuştur. Markalar arasındaki bu farklılık içerik ve firmaların belirtmiş oldukları fırınlama işlemleri sonucunda ortaya çıkmış olabilir.⁵

Çalışmamızda örneklerdeki renk değişimlerinin araştırılmasının yanısıra bu renk değişimlerinin görsel olarak algılanabilirliği de değerlendirilmiştir. Çalışmalarda ΔE değerindeki değişimin gözle farkedilebildiği değerler farklı kriterlerde değerlendirilmiştir. ΔE değerinin 1'den küçük olduğunda renk farklılığı gözle algılanmaz iken 1-2 arasındaki ΔE değerleri bir çok gözlemci tarafından algılanabilir olarak bulunmuştur. ΔE değerlerinin 2'nin üzerine çıktığı durumlarda ise renk değişikliğinin açıkça algılanabildiği kabul edilmiştir.¹⁸ Bunun yanı sıra Seghi ve arkadaşları renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilir değerini 3,7 ΔE olarak belirtmiştir.¹⁸ İnsan gözünün algılayabildiği renk değişiminin incelendiği başka bir çalışmada ise ΔE değerinin üç ve üzeri olduğu durumlarda insan gözünün renk değişikliğini algıladığı bildirilmiştir.¹⁹ Çalışmamızda tekrarlanan fırınlama işlemleriyle birlikte ΔE değeri 1,2 ile 9,88 arasında değişiklik göstermiştir.

Vita markaya ait 1 mm ve 1,5 mm kalınlıktaki gruplar 9. fırınlama işleminden sonra sırasıyla 2,62 ve 2,86 $\Delta E'$ 'lik değerleri ortaya koymuştur. Bu değerler hem Seghi ve ark.'ın belirtmiş oldukları 3,7 $\Delta E'$ 'lik farkın hem de Yap ve ark.'ın belirtmiş olduğu 3 $\Delta E'$ 'lik farkın altında kalarak Vita markasının her iki kalınlık değeri için de 9. fırınlama sonrasında bile klinik olarak kabul edilebilir olduğunu göstermiştir. GC markasında ise her iki kalınlık değeri için de 3. fırınlama işleminden sonra bile yapılan değerlendirmelerinde hem Seghi ve ark.'ın hem de Yap ve ark.'ın belirttikleri klinik kabul edilebilirlik değerinin üstünde ΔE değeri gözlenmiştir.

CIE renk sistemi L^* , a^* , b^* değerleri olmak üzere 3 farklı ekseninde renk sistemini tanımlamıştır. L^* koordinatı rengin açıklık/koyuluk, parlaklık ve siyah/beyaz karakterini belirtmektedir. Saf siyah 0, saf beyaz ise 100 L^* değerini almaktadır. Açık renkteki cisimler daha yüksek L^* değerine sahipken, koyu renkteki cisimlerin L^* değerleri daha düşüktür. Renk bileşenleri olan a^* ve b^* koordinatları rengin kromatik karakterini göstermektedir. a^* değeri rengin kırmızılık-yeşillik oranını, b^* değeri ise sarılık-mavilik oranını göstermektedir. a^* değeri pozitif ise kırmızılığı, negatif ise yeşilliği; b^* değeri pozitif ise sarılığı, negatif ise maviliği belirtmektedir.²⁰

L^* , a^* ve b^* değerleri tek tek incelendiğinde bütün örneklerin L^* değerlerinde fırınlama sayısının artmasıyla birlikte yükselme görülürken a^* ve b^* değerlerinde azalma görülmüştür. Böylelikle bütün örneklerde a^* değerinin azalmasıyla birlikte yeşile, b^* değerinin azalmasıyla birlikte maviye yaklaşan renk değişimi bulunmuştur.

Seramiklerin rengi metal oksitlerden oluşan renklendirici pigmentler kullanılarak elde edilmektedir. Stabil olmayan bu metal oksitler fırınlama derecelerinde yıkıma uğrayabilirler ve renk değişimine neden olabilirler.^{5,13,21,22} Crispin *et al*²² ve Lund and Piotrowski¹³ sarı ve turuncu renk ajanlarının fırınlama ısılarında en düşük renk stabilitesine sahip olan pigmentler olduklarını bildirmişlerdir. Çalışmamızdaki örneklerin a^* ve b^* değerindeki azalma renklendirici pigmentlerin fırınlama ısısındaki yıkımı sonucunda gerçekleşmiş olabilir.⁵ Seramiğin tekrarlanan fırınlama işlemleri sırasında yapı içerisindeki kristal odaklarının oluşması ve oluşan odakların tekrarlanan fırınlama işlemleriyle büyümesi sonucunda yapının ışık geçirgenliğinde azalma olduğu rapor edilmiştir.^{23,24} Çalışmamızda L^* değerlerindeki artış seramiğin tekrarlayan fırınlama işlemleri sonrası kristalizasyonundaki artış ve opaklaşması sonucu ortaya çıkmış olabilir.

Çalışmamızın sınırlamaları arasında renk ölçümlerinin sadece spektrofotometre ile yapılması sayılabilir. Spektrofotometreler standardize ışık kaynağının bozulması veya ölçüm yapan aletin diş ve restorasyon üzerinde yanlış konumlandırılması sonucunda değişkenlik gösteren değerler verebilir.²⁵ Böylece materyale giren

ışığın önemli derecede kırılması veya kaybı olabilir. Bu durum prob ucundan çıkan ışığı veya prob ucuna geri dönen ışığın algılanmasını etkileyebilir.²⁶ "Edge-loss" olarak tanımlanan bu ışık kaybı renk ölçümünde hatalara neden olabilir.²⁶⁻²⁸ Kayıp özellikle translusent olan ve ölçüm yapılacak yüzey genişliği spektrofotometre prob genişliğinden küçük olan örneklerde görülür.^{27,28} Çalışmamızda da kullanılan örneklerin translusentlik özellikleri vardır. Bu nedenle gelecek çalışmalarda örneklerin hem spektrofotometre ve hem de kolometre ile değerlendirilmesi yöntemin verifikasyonunu sağlayacaktır. Çalışmanın bir diğer sınırlaması olarak ise sadece iki marka ve bu markalara ait tek bir rengin kullanılmasıdır. Gelecek çalışmalarda daha fazla renk ve markanın değerlendirilmesi seramiğin laboratuvar ve klinik uygulamalarını daha öngörülebilir kılacaktır.

SONUÇ

Tekrarlanan fırınlama işlemleri metal-seramik restorasyonlarda renk değişimine neden olmaktadır.

Seramik kalınlığı tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk değişimini etkilememektedir.

Seramik markası tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk değişimini etkilememektedir.

KAYNAKLAR

1. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent* 2004; 32(1): 3-12.
2. McLean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 61-5.
3. McLean JW. The Strengthening of Dental Porcelain. *The Science of Dental Ceramics*, Quintessence 1979. p.55-63.
4. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 657-66.
5. O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL. Sources of colour variation on firing ceramic. *Dent Mater* 1991; 7: 170-73.
6. Hammad IA, Stein RS. A qualitative study for the bond and colour of ceramometals. Part II. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 169-78.
7. Jorgenson MW, Goodkind RJ. Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of color, porcelain thickness, and repeated firings. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 96-105.
8. Mulla FA, Weiner S. Effects of temperature on colour stability of ceramic stains. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 507-12.
9. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between ceramic systems. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 35-40.
10. Anusavice KJ. Dental ceramics. In: *Phillips' Science of Dental Materials*, ed 10. WB Saunders, 1996. p.595-6.
11. Douglas RD, Przybylska M. Predicting ceramic thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 351-6.
12. Judd DB, Wyszecski G. *Color in business science and industry*. 3rd edition. John Wiley; 1975. p.105-22.
13. Lund PS, Piotrowski TJ. Colour changes of ceramic surface colorants resulting from firing. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 22-7.
14. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res* 1989; 68: 819-22.
15. Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater* 1987; 3: 246-51.
16. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 124-9.
17. Jalali H, Alizadeh ES, Sadighpour L, Shabestari GO, Fard MJ. The effect of background and ceramic thickness on the color of an all-ceramic restorative system. *J Calif Dent Assoc* 2010; 38: 179-86.
18. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res* 1989; 68: 1760-4.
19. Yap AU, Sim CP, Loh WL, Teo JH. Human-eye versus computerized color matching. *Oper Dent*. 1999; 24: 358-63.
20. Chu S, Devigus A, Mieleszko A., *Fundamentals of Color*. Quintessence Publishing; 2004. p.1-17.
21. Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence Int* 1991; 22: 525-31.
22. Crispin BJ, Seghi RR, Globe H. Effect of different metal ceramic alloys on the color of opaque and dentin porcelain. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 351-6.
23. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater*. 1990; 6: 181-4.
24. Primus CM, Chu CC, Shelby JE, Buldrini E, Heckle CE. Opalescence of dental porcelain enamels. *Quintessence Int* 2002; 33: 439-49.
25. Doğan A, Yüzüğüllü B. Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler [Recent technological developments in color selection]. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2011; 4: 65-72.
26. Van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmid WJ. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 155-62.
27. Bolt RA, Bosch JJ, Coops JC. Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Phys Med Biol* 1994; 39: 1133-42.
28. Yilmaz K, Ozkan P. Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence Int* 2010; 41: e125-31.

Yazışma Adresi:

İlkin TUNCEL
 Bezmialem Vakıf Üniversitesi
 Diş Hekimliği Fakültesi
 Protetik Diş Tedavisi AD
 34093, Fatih, İstanbul, Türkiye
 Tel : +90 212 453 17 00
 Faks : +90 212 523 08 76
 E-mail: ilkint@hotmail.com

RESEARCH

Comparison of bond strengths of self etch adhesive systems in orthodontic bracket bonding procedures

Emire Aybüke Erdur^α, Mücahid Yıldırım^β, Mehmet Akın^β

Selcuk Dent J, 2017; 4: 128-133 (Doi: 10.15311/selcukdentj.305702)

Başvuru Tarihi: 12 Nisan 2017
Yayına Kabul Tarihi: 15 Kasım 2017

ABSTRACT

Comparison of bond strengths of self etch adhesive systems in orthodontic bracket bonding procedures

Background: The aim of this *in-vitro* study was to compare shear bond strength (SBS) of the self etch adhesive systems.

Methods: 100 extracted human mandibular third molar teeth randomly divided into five groups in this study (n=20). Maxillary first premolar brackets were bonded onto mesio-buccal and disto-buccal surfaces of every molar tooth (control and experimental side). For all groups randomly selected control sides were bonded with total etch system. In experimental side Group I bonded with Transbond Plus SEP (3M Unitek, Monrovia, California, USA); Group II, Clearfil S3 Bond Plus (Kuraray Medical, Tokyo, Japan); Group III, Clearfil S3 Bond (Kuraray Medical, Tokyo, Japan); Group IV, Ortho Solo (Ormco Glendora, California, USA); Group V, AdheSE (Ivoclar, Vivadent AG, Liechtenstein). The teeth were stored in distilled water at 37 °C for 24 hours. After 5000 rounds of thermocycling, SBS test was performed using a universal testing machine at 1 mm/min crosshead speed. Data were analyzed with one way analyses of variance and post-hoc Tukey test.

Results: Statistically analysis showed a significantly difference between decreased strength value of self etch adhesive systems according to the total etch (P<0.05). Group II (%30.1) had the lowest decreased shear bond strength. There were no significant difference between Group II and Group I (%31.95). Group III (%36.65) had lower decreased shear bond strength than g-Group V (%40.3). Decreased shear bond strength of Group IV (%49.5) was significantly highest than the other groups.

Conclusion: Shear bond strength of total etch adhesive systems was better than self etch adhesive systems. But some manufacturer's self etch adhesive had a satisfactory bond strength for clinical use.

KEYWORDS

Bonding, self etch adhesive system, shear bond strength

ÖZ

Ortodontik braketlerin bağlanmasında kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması

Amaç: Bu *in vitro* çalışmanın amacı kendinden pürüzlendirmeli (self-etch) adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntemler: Bu araştırmada, çekilmiş 100 tane insan üçüncü mandibular molar dişi rastgele 5 gruba ayrıldı (n=20). Her dişe, mezio-bukkal ve disto-bukkal yüzeylerinde olacak şekilde üst birinci premolar braketleri yapıştırıldı (kontrol ve deney grubu). Tüm gruplarda, rastgele seçilen kontrol yüzeyleri total etch sistem ile bondlandı. Deney grubunda, bonding ajanı olarak Grup I'de Transbond Plus SEP (3M Unitek, Monrovia, California, USA); Grup II'de Clearfil S3 Bond Plus (Kuraray Medical, Tokyo, Japan); Grup III'de Clearfil S3 Bond (Kuraray Medical, Tokyo, Japan); Grup IV'de Ortho Solo (Ormco Glendora, California, USA); Grup V'de AdheSE (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) kullanıldı. Braketeleme sonrası dişler 24 saat 37° C distile suda bekletilip, termal siklus cihazında yapılan 5000 tur sonrasında, hızı 1 mm/dk olan universal test cihazında shear testi yapıldı. İstatistiksel değerlendirme tek yönlü varyans analizi ve Tukey testleri ile yapıldı.

Bulgular: İstatistiksel analizler self etch sistemlerin total etch sisteme göre azalan bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark olduğunu gösterdi (P<0.05). Grup II (%30,1) en az bağlanma dayanımı kaybına sahip olmakla beraber Grup I (%31,95) ile arasında anlamlı bir farklılık gözlenmedi. Grup III'ün (%36,65) bağlanma dayanımı kaybı Grup V'e (%40,3) göre daha düşük bulundu. Grup IV (%49,5) ise diğer gruplara göre en fazla bağlanma dayanımı kaybı gösterdi.

Sonuç: Total etch sistem ile yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanıklılıkları self etch sistemlerinkine göre daha iyidir. Ancak bazı firmaların ürettiği self etch sistemler klinik olarak memnun edici bağlanma dayanımı göstermektedir.

ANAHTAR KELİMELER

Bağlanma, kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistem, makaslama bağlanma dayanımı

Adhesion between tooth enamel and orthodontic brackets is a significant point in clinical orthodontic treatment. The development of acid etch system in 1955 by Buonocore¹ was a milestone for bonding system in dentistry but it was Newman² who introduced bonding system to orthodontic society.

Many developments have occurred ever since. Traditional orthodontic adhesive system included 3 step that known as total etch technique, consist of acid etching, primer solution (unfilled resin) and adhesive (resin composite) to bond brackets to enamel.³ Bonding procedures that using phosphoric acid have shown

^α Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD, Konya

^β Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD, Konya

disadvantages such as; increased enamel loss, enamel cracks, enamel decalcification and white spot lesion incidence.⁴⁻⁷ New generation bonding systems have been produced to improve the adhesion ability and simplify the bonding methods overtime.⁸ Self etch primers (SEPs) have been also manufactured to improve the bonding procedures. SEPs, which combine acid and primer into a single solution, reduce chair time, avoid the side effects of acid and simplify the bonding procedure as an alternative to total etch bonding system.^{9,10}

Adhesion of SEPs on enamel is generally less than on dentin, and, although clinically acceptable, lower values for shear bond strength (SBS) were reported when compared with total etch systems.^{11,12} The priority in orthodontics is to return the original enamel surface after removal of the orthodontic attachments.¹³ For this reason new self etching systems become a part of the orthodontic practice. Another important point in orthodontic bonding is cleaning up teeth after bracket removal. Although total etch system still seems to be most frequently used before bonding, enamel damage after debonding still is a major clinical problem.¹⁴ It was reported that, after the use of total etch system, more adhesive remained on the enamel surface after debonding than after SEPs.^{6,15-17} Also cleaning up the remnant composite after brackets removal increase clinicians chair time.

The purposes of this *in-vitro* study were to detect and compare the SBS of orthodontic brackets bonded with different self etch systems and total etch system. In addition, the adhesive remnant index (ARI) was used to determine mode of failure, and the enamel surfaces were observed with an optical microscope.

MATERIALS AND METHODS

Preparation of samples

Regional Ethical of Dentistry Faculty of Selcuk University approved this study. The power analysis was established by G*Power (ver. 3.1.10; Franz Faul, Christian-Albrechts-Universität, Kiel, Germany) software. Based on the 1:1 ratio between groups, a total sample size of 100 teeth was found to impart more than 85% (actual power 89.61%) power in order to detect significant differences with a 0.40 effect size at the $\alpha = 0.05$ significance level.

A total of 100 freshly extracted mandibular 3rd molars were collected and stored in 0.1% (wt/vol) thymol solution no longer than 1 month and then stored distilled water until the use. The criteria for tooth selection were no previous chemical agents, no restorations, no caries and no cracks on the buccal surface of teeth, and sufficient root length to allow embedding acrylic resin. Buccal surface of teeth were polished with pumice and rubber polishing cup with a slow-speed hand piece. The

enamel surfaces were rinsed with water to remove pumice or debris and then dried with an oil-free air stream.

Bonding procedures

In total, stainless steel 200 maxillary first premolar brackets (Equilibrium 2® Dentaurum, Ispringen, Germany) were bonded randomly onto mesio-buccal and disto-buccal surfaces of every molar teeth by the same operator (EAE).

The teeth were randomly divided into 5 groups of 20 specimens. In all groups, mesio-buccal surfaces of half of the teeth were bonded with experimental primer agent and disto-buccal surfaces of the teeth bonded with control agent (total etch system) randomly. The other half of the teeth was bonded oppositely to eliminate structural differences that occur in the enamel surface. All bonding processes were performed according to the manufacturers' directions. Each bracket was bonded by using self-generated composite of the bonding agent.

In control sides, the enamel surfaces were etched with 37% phosphoric acid (3M Dental Products, St Paul, MN) for 15 seconds, and then teeth were rinsed with a water spray, finally were dried until chalky white appearance. Transbond XT light cure primer (3M Unitek, Monrovia, Calif) was applied to the etched surfaces. Brackets were bonded with Transbond XT adhesive, light cured for 20 seconds using an LED unit (Elipar™ S10 LED Curing Light, St. Paul, MN, USA). In experimental sides the teeth were conditioned with self etch adhesive systems according to the each manufacturers' instructions. The groups were as follows:

Group I: Transbond Plus SEP (3M Unitek) that uses a lollipop system, was applied onto experimental sides of every molar teeth for 15 seconds. The brackets were then bonded with Transbond XT (3M Unitek) resin and light cured for 20 seconds.

Group II: Clearfil S3 Bond Plus (Kuraray Medical, Tokyo, Japan) was applied onto experimental sides of every molar teeth for 15 seconds. The brackets were bonded with Kurasper F (Kuraray Medical) adhesive and light cured for 20 seconds.

Group III: Clearfil S3 Bond (Kuraray Medical, Tokyo, Japan) was applied onto experimental sides of every molar tooth for 20 seconds. The brackets were bonded with Kurasper F (Kuraray Medical) adhesive and light cured for 20 seconds.

Group IV: Ortho Solo (Ormco, Glendora, California, USA) was applied onto experimental sides of every molar teeth for 20 seconds. The brackets were bonded with Blugloo (Ormco, USA) adhesive and light cured for 20 seconds.

Group V: AdheSE (Ivoclar, Vivadent AG, Liechtenstein) was applied onto experimental sides of every molar teeth once the enamel was completely coated with the primer and was brushed on the entire surface for 15 seconds (the total reaction time should not be shorter than 30 seconds) and dried with a strong stream of air until the mobile liquid film was no longer visible. The bond was applied and dispersed with a gentle stream of air, and it was light cured for 10 seconds. The brackets were bonded with Heliosit Orthodontic (Ivoclar, Liechtenstein).

The teeth were fixed in acrylic resin, and a mounting jig was used to align the facial surface of the tooth to be parallel to the force during the SBS test. All specimens were stored in distilled water at 37 °C for 1 day after brackets were bonded and later subjected to thermocycling 5000 times in distilled water between 5 °C and 55 °C, with a dwell time in each bath of 30 seconds and a transfer time of 15 seconds. Following the thermocycling procedure shear bond test was performed. The test was performed by using a chisel edge, mounted on the crosshead of a universal testing machine (Elista TSTM 02500, Elista Corp, Istanbul, Turkey) at 1 mm/min crosshead speed. The maximum shear force necessary to debond was obtained in Newton and then converted into megapascal (MPa).

The amount of adhesive left on the enamel surface was examined under an optical microscope (CX41, Olympus, Tokyo, Japan) at 40x magnification. The adhesive remnant index (ARI) was determined as follows: **(1)** All adhesive remaining on the enamel surface; **(2)** More than 90% and less than 100% of the adhesive remaining on the enamel surface; **(3)** Between 10-90% of the adhesive remaining on the enamel surface; **(4)** Less than 10% and more than 0% of the adhesive remaining on the enamel surface; and **(5)** No adhesive remaining on the enamel surface.

Statistical analysis

SPSS version 20.0 (SPSS Inc, Chicago, IL) was used to perform all statistics. The Shapiro-Wilks test for normality and Levene variance homogeneity test were applied to the data. Parametric tests were used, due to all parameters were distributed normally and homogeny. In intra-group comparison was evaluated by using independent sample t test. In inter-group mean differences comparisons were evaluated by using one-way analysis of variance (ANOVA) and post-hoc Tukey multiple comparison tests. For the ARI scores, the chi-square test was used to identify any significant differences among the groups.

RESULTS

Statistical comparison and descriptive statistics including mean, standard deviation, minimum and maximum values of SBS were shown in Table 1. There were significant differences between experimental and control sides in all groups ($P < 0.01$). The SBS values of control sides were highest then experimental sides in all groups. Statistical comparison of percentage of decreased SBS values between control and experimental sides were shown in Table 2. There were significant differences between groups according to the percentage of decreased SBS values. The least decreased SBS values were shown in Group I and III then Group II and V. The maximum decreasing SBS value was shown in Group IV. In Group IV SEP had approximately half of the control side SBS values.

Table 1.

Mean and standard deviation (SD) of the SBS values (MPa) according to the surface treatments

Groups	N	Mean	SD	Min-Max	Sign	
Group I	Control	20	20.89	2.54	15.86-25.46	**
	Experimental	20	12.76	1.69	8.64-15.34	
Group II	Control	20	17.75	2.22	13.65-21.34	***
	Experimental	20	10.29	2.14	7.12-14.84	
Group III	Control	20	18.45	2.85	14.48-23.51	***
	Experimental	20	12.57	2.02	9.12-16.82	
Group IV	Control	20	17.49	2.55	13.74-22.62	***
	Experimental	20	8.84	2.21	5.24-13.56	
Group V	Control	20	18.04	3.07	13.72-24.45	***
	Experimental	20	10.42	1.84	6.83-14.32	

Table 2.

Statistical comparison of percentage of decreased SBS values between control and experimental side

Groups	N	Mean (%)	SD	Min-Max	Sign	
					ANOVA	TUKEY
Group I	20	31.95	2.24	28.42-35.28	P<0.022 F=8.013	A
Group II	20	36.65	2.12	32.68-40.45		B
Group III	20	30.10	2.64	26.22-35.31		A
Group IV	20	49.50	3.14	44.94-54.72		C
Group V	20	40.03	4.47	37.28-44.34		B

The frequency distributions of ARI scores were shown in Table 3. According to the chi-square test, there were significant differences between control and experimental sides in all groups. With regard to ARI scores, shear was occurred between resin and enamel especially in experimental side according to the control side.

Table 3.

The frequency distributions of ARI scores according to the Chi-square test

Groups	N	1	2	3	4	5	Sign		
							Chi-square	p value	
Group I	Control	20	5(25%)	4(20%)	11(55%)	0	0	33.143	***
	Experimental	20	0	0	2(10%)	8(40%)	10(50%)		
Group II	Control	20	4(20%)	4(20%)	6(30%)	4(20%)	2(10%)	23.400	***
	Experimental	20	0	0	0	6(30%)	14(70%)		
Group III	Control	20	4(20%)	4(20%)	10(50%)	2(10%)	0	33.600	***
	Experimental	20	0	0	0	8(40%)	12(60%)		
Group IV	Control	20	4(20%)	6(30%)	8(40%)	2(10%)	0	34.000	***
	Experimental	20	0	0	0	6(30%)	14(70%)		
Group V	Control	20	4(20%)	6(30%)	6(30%)	2(10%)	2(10%)	26.844	***
	Experimental	20	0	0	0	7(35%)	13(65%)		

DISCUSSION

This study was undertaken to evaluate the effectiveness of five self etching adhesive systems in bonding orthodontic brackets by comparing their SBS and ARI scores with total etch bonding system that include 37% phosphoric acid. All of the brackets were bonded with SEP's manufacturers' suggested adhesive paste to compare the manufacturers own adhesion forces.

Pumicing is an important procedure before bonding orthodontic brackets.¹⁸ Studies have indicated that pumice prophylaxis improves bond strength when using SEP in bracket bonding procedure.^{19,20} Thus, all bonding systems were followed by application of pumice prophylaxis to the surfaces.

There are 5 groups and each group as the control group (total etch bonding system) and the experimental group (self etch bonding system) were analyzed with two different bonding materials. Previous studies examined SBS of orthodontic brackets on extracted different teeth. However, the teeth either in the same patient or taken from different patients can cause different bond strengths of the distinctions in the structures of enamel. Also the comparison to be carried out on the same tooth gives more reliable results. In our study extracted molar teeth were used to take advantage of mesio-distal width. Mesial and distal surfaces of every single tooth were bonded in order to eliminate the effects of SBS in different enamel structure as much as possible.

The bonding materials that used in this study were evaluated that have stronger bond strength according to the required minimum bond strength for orthodontic treatment. Studies indicate that using 37% phosphoric acid in bonding procedure increases SBS.^{15,18} Similarly, in this study, control group (total etch bonding system) has the strongest bond strength

compared with other groups, and was significantly higher than other groups that bonding with SEP systems. When we compared the SEP systems, the Clearfil S3 Bond and Transbond Plus SEP showed the most closest SBS to the control group (30.10% and 31.95%). Clearfil S3 Bond Plus and AdheSE followed them (36.65% and 40.03%). According to the control group the lowest SBS was shown on Ortho Solo SEP systems. Even so, the all groups mean SBS values might be still clinically acceptable.

Although total etch system had higher bond strength, there are many disadvantages. The use of phosphoric acid causes loss of sound enamel, more white spot lesions near the bracket during treatment and enamel cracking, because of the high bonding strength while debonding procedure.^{21,22} Therewithal debonding procedure of the control groups usually needs more chair time consequence of higher ARI scores of total etch system than SEP systems. Also higher ARI scores cause more residual adhesive materials on the enamel with the result that time loss during the bonding procedure and increase the risk of enamel scratches. We found significant differences in the ARI scores between control sides and experimental sides. In the experimental groups, there were no score of 1 and 2. These results suggest that the union between Transbond XT and the bracket was stronger than that between the enamel and the adhesive in experimental groups.

Many studies have shown that when SEPs are used, the degree of penetration by the adhesive to the etched enamel is less than with the use of a conventional acid-etch technique. The more deeply the

enamel surface is penetrated by the adhesive, the greater the penetration of the adhesive and the greater the risk of damage to the enamel during debonding.^{12,23,24} It is a common belief that bracket bond strength must be within a certain limit. High bond strength causes enamel fractures while debonding, low bond strength causes accidental debonding during treatment. The point to note the maximum bond strength of an orthodontic bracket should be less than the fracture resistance of the enamel, which is about 14 MPa.^{25,27} Also studies have shown that shear bond strength of a stainless steel bracket to enamel should be higher than 6 MPa.^{25,27} Findings of this study the bond strength of SEP systems were approximately within this range.

Laboratory conditions not represent the oral environmental effect. However some conditions could reverberate the oral environment such as thermocycling, the aim of thermocycling procedure was thermally stressing the adhesive-joint interface. *In vitro* bond-strength testing is not fully representative of intraoral conditions, only can give an idea for the clinical aspect.

Within the limitations of this study, our results suggest that SEPs could be used for bonding brackets to enamel surfaces as an alternative to total etch system, due to its various advantages such as reduced clinical steps, save chair time, improve adhesive procedures, and reduce the risk of decalcification or white-spot formation.

CONCLUSION

Under the conditions of this *in-vitro* study, the following conclusions were drawn:

1. In all groups, self-etching primer systems showed lower bond strength values than conventional acid-etch system.
2. Mean shear bond strength values of all groups were higher than the critical clinically acceptable bond strength.
3. Clearfil S3 Bond Plus and Transbond Plus SEP could be preferred in self-etching primer systems for bonding orthodontic brackets.

REFERENCES

1. Barbosa VL, Almeida MA, Chevitaese O, Keith O. Direct bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 107: 159-64.
2. Gange P. The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015; 147: 56-63.
3. Katona TR, Long RW. Effect of loading mode on bond strength of orthodontic brackets bonded with 2 systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 129: 60-4.
4. Lehman R, Davidson C, Dujisters P. *In vitro* studies on susceptibility of enamel to caries attack after orthodontic bonding procedures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 110: 590-7.
5. Hosein I, Sherriff M, Ireland AJ. Enamel loss during bonding, debonding, and clean up with use of a self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 717-24.
6. Vicente A, Bravo LA, Romero M. Influence of a nonrinse conditioner on the bond strength of brackets bonded with a resin adhesive system. *Angle Orthod* 2005; 75: 400-5.
7. Cal-Neto JP, Mendes-Miguel JA. Scanning electron microscopy evaluation of the bonding mechanism of a self-etching primer on enamel. *Angle Orthod* 2006; 76: 132-6.
8. Grubisa HS, Heo G, Raboud D, Glover KE, Major PW. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 213-9.
9. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *Angle Orthod* 2006; 76: 123-6.
10. Scougall Vilchis RJ, Yamamoto S, Kitai N, Yamamoto K. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different self-etching adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 425-30.
11. Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114: 243-7.
12. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 621-4.
13. Eminkahyagil N, Arman A, Cetinsahin A, Karabulut E. Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. *Angle Orthod* 2006; 76: 314-21.
14. Cehreli ZC, Altay N. Effects of a nonrinse conditioner and 17% ethylenediaminetetraacetic acid on the etch pattern of intact human permanent enamel. *Angle Orthod* 2000; 70: 22-7.
15. Scougall-Vilchis RJ, Yamamoto S, Kitai N, Hotta M, Yamamoto K. Shear bond strength of a new fluoride-releasing orthodontic adhesive. *Dent Mater J* 2007; 26: 45-51.
16. Al Shamsi A, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E. Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod* 2006; 76: 694-9.
17. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 348-50.
18. Scougall-Vilchis RJ, Ohashi S, Yamamoto K. Effects of 6 self-etching primers on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 135: 424.e1-7.
19. Lill DJ, Lindauer SJ, Tufekci E, Shroff B. Importance of pumice prophylaxis for bonding with self-etch primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 423-6.
20. Burgess AM, Sherriff M, Ireland AJ. Self-etching primers: is prophylactic pumicing necessary? A randomized clinical trial. *Angle Orthod* 2006; 76: 114-8.
21. Cal-Neto JP, Miguel JA, Zanella E. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. *Angle Orthod* 2006; 76: 127-31.
22. Vicente A, Bravo LA, Romero M, Ortíz AJ, Canteras M. Effects of 3 adhesion promoters on the shear bond strength of orthodontic brackets: an *in-vitro* study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 390-5.
23. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1980; 77: 269-83.
24. Lehman R, Davidson C, Dujisters P. *In vitro* studies on susceptibility of enamel to caries attack after orthodontic bonding procedures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996; 110: 590-7.
25. Retief DH. Failure at the adhesive-etched enamel interface. *J Oral Rehabil* 1974; 1: 265-84.
26. Gillis I, Redlich M. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114: 387-92.
27. Bourke BM, Rock WP. Factors affecting the shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain. *Br J Orthod* 1999; 26: 285-90.

Corresponding Author:

Emire Aybüke ERDUR
Necmettin Erbakan Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti AD
Karatay, Konya, Türkiye

ARAŞTIRMA

Amalgam yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ve farklı adeziv sistemlerinin ortodontik amaçlı molar tüplerin bağlanma dayanımları üzerine etkilerinin değerlendirilmesi

Ahmet Ertan Soğancı^α, Said Karabekiroğlu^β, Zeliha Bektaş^α, Merve Gürses^β, Nimet Ünlü^γ

Selçuk Dent J, 2017; 4: 134-138 (Doi: 10.15311/selcukdentj.297907)

Başvuru Tarihi: 17 Mart 2017
Yayına Kabul Tarihi: 17 Kasım 2017

ÖZ

Amalgam yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ve farklı adeziv sistemlerinin ortodontik amaçlı molar tüplerin bağlanma dayanımları üzerine etkilerinin değerlendirilmesi

Amaç: Bu araştırmanın amacı, kumlama, elmas frez ve Er-YAG lazer ile pürüzlendirilmiş farklı amalgam yüzeylerine farklı yapıştırma sistemleri ile yapıştırılmış ortodontik molar tüplerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntemler: Kendiliğinden sertleşen akrilik ile imal edilen 60 kalıpta molar tüpler için standart boşluklar hazırlanıp, amalgam ile dolduruldu. Numuneler, rastgele yüzey pürüzlendirmesi için 20 örnekten oluşan 3 gruba ayrıldı ve ayrıca 2 farklı yapıştırıcıya göre 2 alt gruba bölündü. 1. Grupta örnek yüzeyleri elmas frezle, 2. grupta aliminyum oksit tozu ile 3. grupta ise Er-YAG lazer ünitesi ile pürüzlendirildi. Molar tüplerinin bütün gruplardaki amalgam yüzeylerine bağlanması için 2 farklı yapıştırma sistemi uygulandı. Universal test makinesi kullanılarak makaslama kuvveti uygulandı. Molar tüplerinin örneklerden söküldüğü andaki kuvvetler kaydedildi.

Bulgular: Ortodontik molar tüplerin, amalgam yüzeylerine bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında farklı pürüzlendirme yöntemlerine ve 2 farklı yapıştırma sistemine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Sonuç: Amalgam yüzeyindeki tüm yüzey pürüzlendirme işlemlerinin, bu çalışmada kullanılan 2 farklı yapıştırma sistemi ile yapıştırılan ortodontik molar tüplerin, tüm gruplarda benzer bağlanma dayanımına sahip olduğu saptanmıştır.

ANAHTAR KELİMELELER

Adheziv sistemler, amalgam, bağlanma dayanımı, Er-YAG lazer, Ortodonti

ABSTRACT

Evaluation of bond strength of orthodontic molar tubes bonded to amalgam with different surface treatment procedures and different adhesive systems

Background: The aim of this study is to investigate the shear bonding strength of orthodontic molar tubes bonded to the different amalgam surfaces, roughened by sandblasting, diamond bur and Er-YAG laser with different adhesive systems.

Methods: 60 acrylic molds were fabricated with self-cure resin. In acrylic molds, standard cavities were prepared for molar tubes and amalgam was condensed into the cavities. The specimens were randomly divided into 3 groups of 20 pieces for surface roughening, and divided to 2 subgroups according to 2 different bonding adhesives. In group 1 surfaces were roughened with a diamond bur, in group 2 surfaces were sandblasted, in group 3 Er-YAG laser unit was used for surface treatment. 2 different adhesive systems were applied for bonding of molar tubes to the all groups of amalgam surfaces. Debonding was performed with a shearing force using universal testing machine.

Results: No statistically significant difference was determined between adhesive strength and roughening parameters on bonding strength values of orthodontic molar tubes to amalgam surfaces.

Conclusion: It was determined that all surface roughening procedures on the amalgam surface and 2 different adhesive systems used in this study have similar bonding strength in the bonding of orthodontic molar tubes to the all groups.

KEYWORDS

Adhesive systems, amalgam, bond strength, Er-YAG laser, orthodontics

Daimi birinci molar dişler, ağız ortamına ilk süren dişlerdendir ve hem karma hem de daimi dentisyon için büyük öneme sahiptirler. Bu dönemde, tam olarak ağız sağlığı bilinci gelişmemiş çocuklarda bu dişlerin bakımı ihmal edildiğinde erken kayıplar veya dişin büyük bir kısmını içeren restorasyonlar kaçınılmaz olur. Bu dişlerin restorasyonlarında, klinik kullanım kolaylığı, aşınma

dayanımının yüksek oluşu, mikro sızıntı riskini azaltması, çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olması ve rahat ulaşılabilmesi gibi nedenlerle geçmişte sıklıkla ve hala günümüzde amalgam dolgu materyali tercih edilmektedir.²

^α Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Konya

^β Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Konya

^γ Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Konya

Genç yetişkin ortodonti hastalarının bir kısmında posterior dişlerinin bukkal yüzeylerinde amalgam restorasyonlar mevcuttur.¹³ Ortodontik brakelerin restorasyon materyalleri ile bağlantısı mineye bağlantısına göre oldukça düşüktür. Ortodontik tedavi gören yetişkin hastaların sayısının giderek artması göz önüne alındığında, ortodontik brakelerin amalgama bağlanması klinik açıdan oldukça önem arz etmektedir.² Bu klinik problem nedeniyle amalgam ve braket bağlantısı ile ilgili araştırmalar yapılmış ve bu araştırmaların sonucunda amalgam bağlantısının geliştirilmesi için farklı prosedürlere ihtiyaç olduğu bildirilmiştir.⁶ Farklı adeziv sistemler kullanılarak uygulanan, elmas frezle pürüzlendirme ve kumlama gibi mekanik yüzey işlem prosedürlerinin etkili bağlantının gerçekleştirilmesine olumlu katkı sağlayabileceği bazı literatürlerde rapor edilmiştir.^{2, 10, 13}

Son zamanlarda Er-YAG lazer sistemleri de diş hekimliğinde yüzey işlemleri için yeni bir yöntem olarak büyük ilgi çekmektedir. Daha önceki çalışmalarda Er, Cr-YSGG lazer ve asitleme işlemi ile pürüzlendirilen mine-dentin yüzeyleri karşılaştırılmıştır.^{7, 11} Restoratif materyal üzerindeki etkileri tam olarak bilinmemesine rağmen sulu veya susuz kullanılan Er-YAG lazerlerin amalgam üzerinde ablasyon ile 100 µm çapında kraterler oluşturduğu gözlenmiştir. Bu oluşan girintili-çıkıntılı yüzey sayesinde ortodontik brakelerin amalgam yüzeylerine bağlanma direncinin olumlu etkileneceği düşünülmektedir.^{9, 3}

Bu *in vitro* çalışmanın amacı, kumlama, elmas frez ve Er-YAG lazer ile pürüzlendirilen amalgam yüzeylerine farklı adeziv sistemler kullanılarak yapıştırılan ortodontik molar tüplerin amalgam yüzeye bağlanma dayanımını incelemek ve klinikte amalgam yüzeye en etkili bağlanma dayanımı sergileyebilecek seçeneği tespit edebilmektir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma için her biri 5 cm uzunluğunda ve 2,5 cm çapında olan plastik kalıplar hazırlandı ve bu kalıplara otopolimerizan akrilik(Self Curing, Vortex, Netherland) yerleştirilerek 60 adet akrilik kalıp elde edildi. Akrilik kalıplar üzerinde, boyutları 0.5mmX0.6 mm olan köşeleri yuvarlatılmış dikdörtgen kaviteleler açılarak, molar tüplerin bağlanacağı bu kavitelere, Gama 2 fazı içermeyen gümüş amalgam materyali(GK-110 AT & M BiomaterialsCo. Ltd.) ile restorasyonlar yapıldı. El aletleriyle cilalama işlemi tamamlanan örnekler, distile su içerisinde, oda sıcaklığında 24 saat bekletildi. Daha sonra gri ve yeşil renkli amalgam polisaj frezleri(Politip-F, Politip-P, Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein) ile bitim ve polisaj işlemi uygulandı. Örnekler kullanılan pürüzlendirme yöntemine göre her grupta 20 adet örnek olmak üzere 3 gruba ayrıldı; bu 3 gruptaki örnekler, uygulanacak 2 farklı adeziv sistemine göre 2 alt gruba ayrıldı.

Amalgam yüzey işlemleri

Çalışmada, amalgam yüzeylerine ortodontik molar tüplerin bağlanma dayanımını arttırmak için 3 farklı yüzey düzenleme metodu kullanıldı:

(1) Elmas frezle pürüzlendirme: 20 adet amalgam örneğin adeziv rezin uygulanacak olan yüzeyi klinik uygulamada yapıldığı şekilde elmas silindirik frez (yeşil kuşak No:12C, SWS Dental, Türkiye) kullanılarak su soğutması altında 3 sn süreyle pürüzlendirildi. Her 5 örnekten sonra kullanılan frez değiştirildi.

(2) Kumlama (Al₂O₃ tozları ile): Amalgam yüzeyleri 50 mikron(µ) boyutundaki aliminyum oksit partikülleri ile 4,1 bar basınç altında 10 mm mesafeden 3 sn süre ile kumlandı (Microblaster, Dento-prep, DentoMicroblaster. Denmark).

(3) Lazer ile pürüzlendirme(Er-YAG Fotona LightWalker, Model M021-5 AF/1, Slovenia): Bu lazer sistemi 2.78µm dalga boyunda, 140-200µs lik periyotlarla vuruş yapan fotonlar yaymaktadır. Bu cihazın çıkış gücü 0 ile 6W arasında değişim göstermektedir. 1W lazer gücü (%20 airlevel, %10 waterlevel) yapılan bir pilot çalışmada optimum olarak belirlendi. Çapı 0.282 mm² olan ışın huzmesi SSP (supershorthpulse) modunda, ışın yüzeye dik gelecek şekilde yaklaşık 1mm uzaklıkta 5 sn boyunca amalgam yüzeylere uygulandı.

Adeziv sistemlerin uygulanışı

Pürüzlendirme işlemleri tamamlanan amalgam yüzeylerine 2 farklı tip adeziv sistem (Transbond XT ve Clearfil Universal Bond) üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygulandı. Tek tip ortodontik kompozit rezin materyal, (Transbond XT, ortodontik kompozit rezin, 3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) kullanılarak paslanmaz çelik molar tüpler (American Orthodontics WI, ABD) amalgam restorasyonlar üzerine yerleştirildi.

(1-a, 2-a, 3-a); 3 farklı metotla pürüzlendirilen 30 amalgam örneği hava-su spreyi ile kurutuldu. Transbond XT bonding ajanı, (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) hazırlanmış amalgam yüzeyine ince bir tabaka halinde uygulandı ve 10 saniye boyunca LED ışık cihazı (Hilux LEDMAX4, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) kullanılarak polimerize edildi. Cihazın ışık yoğunluğu her 10 dakikada bir ölçülerek daima aynı şiddette güç kullanımı sağlandı. Polimerizasyon işlemi boyunca cihazın ürettiği güç hiçbir zaman 400 mW/cm²'nin altına inmedi.

(1-b, 2-b, 3-b); ilk gruptaki gibi 3 farklı metot ile pürüzlendirilen 30 amalgam örneği hava-su spreyi ile kurutuldu. Clearfil Universal Bond kitinin ilk olarak Alloyprimeri (Clearfil Universal Bond,

Kuraray) hazırlanmış amalgam yüzeyine ince bir tabaka halinde 5 saniye uygulandı. Ardından Clearfil Universal Bond'un adeziv rezini ince bir tabaka halinde primer uygulanmış amalgam yüzeyine uygulanarak 5 saniye boyunca LED ışık cihazı (Hilux LEDMAX4, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) kullanılarak polimerize edildi.

Transbond XT, ortodontik kompozit rezin(adeziv pasta) ise bütün amalgam grupların yüzeyine yapıştırılacak olan molar tüplerin zeminine yerleştirildi. Daha sonra molar tüpler, amalgam yüzeyinde uygun pozisyona getirilerek hafifçe bastırıldı ve molar tüpün etrafına taşan artık kompozit rezin keskin bir küret yardımıyla temizlendi. Kompozit, 20 saniye insizal yönden ve 20 saniye gingival yönden olmak üzere toplam 40 snLED ışık cihazı ile polimerize edildi.

Dijital kumpas yardımıyla (Masel Orthodontics, 2701 Bartram Road, Bristol, PA, ABD) braketlerin yüzey alanları hesaplandı. Hazırlanan örnekler 48saat boyunca % 100 nemli ortamda 37 °C'deki etüvde bekletildikten sonra Micro 500Universal Test Cihazına (TestomeliicCo Ltd., U.K.) bağlandı ve örnekler 1 mm/dk'lık hız ile makaslama kuvvetleri uygulanarak kırıldı. Kırılma esnasında oluşan makaslama kuvvetleri, Newton olarak ölçüldü. Bağlanma alanı tespit edildikten sonra veriler megapaskala (MPa) dönüştürülerek, bağlanma dayanım değerleri hesaplandı

Molar tüpler amalgam yüzeylerinden koptuktan sonra örneklerin yüzeyi 20x büyütme değerine sahip Stereomikroskop(Discovery V8 Stereo, Carl Zeiss Micro Imaging GmbH, Göttingen, Almanya) yardımıyla incelendi. Amalgam yüzeylerin üzerinde kalan artık adeziv, Årtun ve Bergland tarafından tanımlanan "Artık Adeziv Endeksi" (AAE) (AdhesiveRemnant Index=ARI) kullanılarak sınıflandırıldı.

Skor 0: Diş yüzeyinde hiç adeziv kalmamıştır (<10%),

Skor 1: Diş yüzeyinde %50'dendaha az adeziv kalmıştır. Karma kopma oluşmuştur.

Skor 2: Diş yüzeyinde %50'den daha fazla adezivkalmıştır.

Skor 3: Tüm adeziv diş yüzeyinde kalmıştır (>90%)

Elde edilen veriler simetrik dağılım gösterdiği için gruplar arasındaki fark, One way ANOVA ve bunu takiben Tukey HSD post-hoc testleri ile incelenmiştir (SPSS 17.0 for Windows).

BULGULAR

Gruplara ait ortalama bağlanma dayanım değerleri **Tablo 1**'de sunulmuştur. Örneklerden elde edilen bağlanma dayanım değerleri arasında yapılan istatistik analiz sonuçlarına göre; amalgam yüzeylerine ortodontik molar tüplerin bağlanma dayanım değerleri üzerine adeziv tipinin ve pürüzlendirme parametrelerinin istatistiksel olarak anlamlı bir etkileri bulunmamıştır ($p>0,05$). Adeziv tipinden bağımsız olarak lazer gruplarında en yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edilmiş olmasına rağmen, bu değerler ile frez ve kumlama yöntemlerinde elde edilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görülmektedir ($p>0,05$).

Tablo 1.

Grupların bağlanma dayanım değerlerinin ortalama ve standart sapmaları

Adezivler	Pürüzlendirme tipi	Mean (MPa)	S.D.	ANOVA	Tukey
Transbond XT	Frez	5.86	1.24	$p>0,05$	A
	Kumlama	6.35	1.40		A
	Lazer	7.30	1.65		A
Clearfil Universal Bond	Frez	5.48	1.09		A
	Kumlama	5.95	1.66		A
	Lazer	6.50	1.80		A

Not: Aynı harf gruplar arasında istatistiksel bir farkın olmadığını göstermektedir.

Tüm gruplara ait kırılma skorları **Tablo 2**' de verilmiştir. Mikroskop altında yapılan incelemelere göre örneklerdeki kırılmaların daha çok amalgam ve adeziv arasında gerçekleştiği görülmüştür.

Tablo 2.

Gruplara ait kırılma başarısızlıklarının ARI skorlamalarına göre sonuçları

Adezivler	Pürüzlendirme	0	1	2	3
Transbond XT	Frez	10	0	0	0
	Kumlama	10	0	0	0
	Lazer	9	1	0	0
Clearfil	Frez	10	0	0	0
	Kumlama	10	0	0	0
	Lazer	10	0	0	0

TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, klinikte zaman zaman karşılaşılan molar dişlerdeki bukkal yüzeyleri kaplayan büyük amalgam dolgululara ortodontik amaçlı aparatların en iyi şekilde bağlantısını sağlayacak yüzey hazırlama metodunu ve uygun adeziv materyalini belirlemektir. Bu amaçla yapılmış olan araştırmamızda test edilen tüm yüzey hazırlama yöntemlerinin, iki farklı tip adeziv sistemi ile yapılan bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı gözlenmiştir. Lazer ile yapılan yüzey pürüzlendirme prosedürü diğer iki gruptan daha yüksek değerler göstermiş olmasına rağmen bu değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre amalgam yüzeylerinde frez ile oluşturulan pürüzlendirme metodunun klinikte hem uygulanışı kolay ve ucuz bir yöntem olması, hem de ortodontik molar tüplerin bu yüzeylere klinik olarak yeterli bağlanma dayanımına sahip olması açısından uygun bir yöntem olduğu görülmektedir.

Günümüzde braketlerin mine yüzeylerine bağlanma gücünü artırmak için farklı yüzey hazırlama teknikleri (mekanik, kimyasal) ya da farklı adeziv sistemlerle yapılan çeşitli çalışmalarla olumlu sonuçlar elde edildiği görülmüştür.⁸

Ortodontik klinik uygulamalarda posterior bölgede ulaşılması zor olan aynı zamanda restorasyonlu (kompozit, cam iyonomer veya amalgam) bukkal yüzeyleri bulunan molar dişlere tüplerin bağlanmasıyla ilgili ciddi sorunlar yaşanmaktadır. Bu sorunları çözmek amacıyla literatürde, kompozit ya da amalgam yüzeylere ortodontik braketlerinin bağlanması üzerine farklı yüzey uygulamalarının, farklı yapıştırıcı simanların ve adeziv sistemlerin etkinliği ile ilgili bazı çalışma sonuçları bulunmaktadır.^{10, 6, 8, 4}

Erdemir ve ark. (2005) amalgamın tamirinde farklı adezivlerin başarısını araştırmışlar ve iki basamaklı self-etch adezivlerin daha başarılı bağlanma dayanımı sergilediğini rapor etmişlerdir.⁵ Bizim çalışmamızda biri geleneksel ortodontik adeziv sistem olan Transbond XT ve diğeri ise dual-cure amalgabond adeziv sistem olan Clearfil Universal bond olmak üzere iki farklı adeziv sistem kullanıldı. Çalışmanın sonucunda adeziv sistemlerin farklı yüzey uygulamaları arasında bağlanma dayanımları açısından benzer sonuçlar elde edildi. Bayram ve ark. (2011) bir çalışmalarında yaşlandırılmış kompozit yüzeylere uyguladıkları farklı yüzey düzenleyici uygulamaların, ortodontik braketlere bağlanma dayanımları üzerine etkilerini araştırmışlar ve bu çalışmanın sonucunda tüm yüzey düzenleyici uygulamaların klinik için yeterli ortodontik bağlanma dayanımı oluşturabileceğini bildirmişlerdir.¹ Yapılan bir çalışmada gümüşlü amalgam yüzeyine deney grubu olarak kuşlama ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış, amalgam yüzeylerine hiç bir şey uygulanmayan bir grupta

kontrol grubu olarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre Er,Cr:YSGG lazerin braketlerin amalgam yüzeylere bağlantısını artırdığı rapor edilmiştir.⁸ Çalışmamızda amalgam yüzeylere uygulanan frez ile düzenleme, kuşlama ve Er:YAG lazer uygulamaları arasında benzer bağlanma dayanım sonuçları elde edilmiştir. Diğer çalışmadan farklı olarak yaptığımız çalışmada Er:YAG lazer kullanılmıştır. Bu nedenle sonuçlardaki farklılığın da kullandığımız lazerden ve uygulama modlarındaki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Germeç ve ark. (2009) amalgam yüzeylere ortodontik braketlerin bağlantısını, geleneksel ortodontik bonding sistem, bir amalgabond adeziv sistem ve ara bağlayıcı rezin olan üç farklı sistem kombinasyonlarının bağlanma dayanım değerlerini, kendi aralarında ve asitlenmiş mine yüzeyine uygulanan 2 farklı adeziv sistemin bağlanma dayanım değerleri ile karşılaştırmışlar, sonucunda asitlenmiş mine yüzeylerine uygulanan adeziv sistemlerin en yüksek bağlantı değerleri sağladığını gözlemlemişlerdir.⁶ Ayrıca yaptıkları çalışmada grupların kırılma başarısızlıklarını değerlendirmişler ve kırılma başarısızlıklarının adeziv ara yüzeylerden olduğunu saptamışlardır. Bizim çalışmamızda da benzer olarak bir geleneksel ortodontik adeziv sistem bir de amalgabond adeziv sistem kullanılmış ancak aralarında bütün yüzey uygulamaları için bağlanma dayanımı açısından herhangi bir farklılık saptanmamıştır. Ayrıca bizim çalışmamızda da grupların kırılma başarısızlıklarının adeziv ara yüzeylerden yüzeylerde bozulmaya neden olmayacak şekilde olduğu gözlenmiştir.

SONUÇ

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde amalgam yüzeyine yapılan tüm mekanik düzenlemelerin ortodontik metal braket veya molar tüplerin bağlantısında klinik olarak benzer bağlanma dayanımı oluşturdukları ve kullanılan hem geleneksel ortodontik adeziv sistemin hem de amalgabond adeziv sistemin amalgam yüzeylere uygulanan tüm yüzey uygulamalarında bağlanma dayanımı açısından benzer sonuçlar oluşturduğu gözlenmiştir. Bu çalışmanın sınırlamaları yapılan amalgam yüzeylerin klinikteki şartları tam sağlayamayan yaşlandırılmış amalgam yüzeyler olmamasıdır. Bu nedenle ileriki çalışmalarda farklı adeziv sistemlerin yaşlandırılmış amalgam yüzeylere yapıştırılan ortodontik braketler ve tüplerin bağlanma dayanımlarının da araştırılmasının gerektiğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Bayram M, Yesilyurt C, Kurgöz A, Ulker M, Nur M. Shear bond strength of orthodontic brackets to aged resin composite surfaces: effect of surface conditioning. *Eur J Orthod* 2011; 3(2): 174-9.
2. Buyukyilmaz T, Zachrisson BU. Improved orthodontic bonding to silver amalgam. part 2. Lathe-cut, admixed, and spherical amalgams with different intermediate resins. *Angle Orthod* 1998; 68(4): 337-44.
3. Cernavin I, Hogan SP. The effects of the Nd:YAG laser on amalgam dental restorative material. *Aust Dent J* 1999; 44(2): 98-102.
4. Demirtas HK, Akin M, Ileri Z, Basciftci FA. Shear-bond-strength of orthodontic brackets to aged nano-hybrid composite-resin surfaces using different surface preparation. *Dent Mater J* 2015; 34(1): 86-90.
5. Erdemir A, Ünverdi A, Arı H, Belli S. Farklı Bonding Sistemlerin Kompozit Bezinin Amalgama Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisi Ondokuz Mayıs Univ. Diş Hekim Fak Derg 2005; 6(1): 9-13.
6. Germec D, Cakan U, Ozdemir FI, Arun T, Cakan M. Shear bond strength of brackets bonded to amalgam with different intermediate resins and adhesives. *Eur J Orthod* 2009; 31(2): 207-12.
7. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y, Matsumoto K. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg* 2001; 19(6): 297-303.
8. Oskoe PA, Kachoei M, Rikhtegaran S, Fathalizadeh F, Navimipour EJ. Effect of surface treatment with sandblasting and Er,Cr:YSGG laser on bonding of stainless steel orthodontic brackets to silver amalgam. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012; 17(2): 292-6.
9. Pioch T, Matthias J. Mercury vapor release from dental amalgam after laser treatment. *Eur J Oral Sci* 1998; 106(1): 600-02.
10. Sperber RL, Watson PA, Rossouw PE, Sectakof PA. Adhesion of bonded orthodontic attachments to dental amalgam: In vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116(5): 506-13.
11. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG Laser etching. *J ProsthetDent* 2003; 90(1): 24-30.
12. Yetkiner E, Özcan M. Adhesive strength of metal brackets on existing composite, amalgam and restoration-enamel complex following air-abrasion protocols. *Int J Adhes Adhes* 2014; 54: 200-05.
13. Zachrisson BU, Buyukyilmaz T, Zachrisson YO. Improving orthodontic bonding to silver amalgam. *Angle Orthod* 1995; 65(1): 35-42.

Yazışma Adresi:

Yrd.Doç.Dr. Ahmet Ertan SOĞANCI
Necmettin Erbakan Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD
Karaciğın Mah. Ankara Cad. No: 74/A
PK 42050 Karatay, Konya
Tel : +90 332 220 0026
E-mail: esoganci@konya.edu.tr

CASE REPORT

24 Months follow-up CEREC CAD-CAM ceramic overlay restorations: Report of 3 cases*

Mağrur Kazak^α

Selcuk Dent J, 2017; 4: 139-143 (Doi: 10.15311/selcukdentj.331009)

Başvuru Tarihi: 24 Ocak 2017
Yayına Kabul Tarihi: 27 Temmuz 2017

ABSTRACT

24 Months follow-up CEREC CAD-CAM ceramic overlay restorations: Report of 3 cases

The objective of this follow-up case series report was to examine the overlay restorations of posterior teeth produced with CAD- CAM technique over a functional period of 24 months. All overlays were made of feldspathic ceramic blocks and cemented with a dual cure adhesive cement. In a single appointment, esthetic and tooth like indirect restorations were produced with CAD-CAM system. Clinical evaluation was done and follow-up after 12 and 24 months showed no secondary caries, fracture, discoloration and loosening of the structural integrity of all overlays. Also, with CAD-CAM system, the patients had convenient, well-fitting and durable indirect restorations.

KEYWORDS

CAD-CAM, ceramic, overlay, permanent dental restoration

ÖZ

CEREC CAD-CAM seramik overlay restorasyonların 24 aylık klinik takibi: 3 Olgu sunumu

Bu olgu sunumunda, arka bölge dişler için CAD-CAM tekniği ile üretilen overlay restorasyonların 24 aylık takibinin incelenmesi amaçlanmıştır. Tüm overlay restorasyonlar feldspatik seramik bloklardan üretilmiş ve sonrasında restorasyonlar ışıkla ve kendi kendine sertleşen (dual cure) adeziv bir siman ile yapıştırılmıştır. CAD-CAM sisteminin tercih edilmesi ile; tek seansta, estetik ve dişe benzer özellikler taşıyan indirekt restorasyonlar elde edilmiştir. 12 ve 24 aylık klinik takipler sonucunda, restorasyonlarda sekonder çürüğe, kırığa, renklenmeye ve herhangi bir yapısal bütünlükte bozulmaya rastlanmamıştır. Ayrıca, CAD-CAM sistemi ile hastalar kullanışlı, iyi uyum sağlayan ve dayanıklı indirekt restorasyonlara sahip olmuştur.

ANAHTAR KELİMELER

CAD-CAM, seramik, overlay, daimi diş restorasyonu

Direct restorations of posterior teeth have difficulties in daily dental practice. In addition to these difficulties, if the tooth is non-vital or the loss of hard tissue is too much, restoration of these teeth with direct restoration is even more challenging. As an alternative for direct restorations, indirect restorations can be done using metal, composite, and /or ceramic restorative materials. Indirect ceramic restorations have become very popular for the clinicians in making of inlays, onlays and overlays for the molar teeth. Due to the increased aesthetic expectations by patients, it is likely the most indirect restorations are currently made from ceramic materials.¹ Indirect ceramic restorations can be made by either a dental technician in the laboratory or produced by CAD/CAM systems to make chairside restorations in a single visit. CAD/CAM chairside system allows producing highly aesthetic and reliable restorations while minimizing costs and maximizing patient comfort during treatment session.² Nowadays several materials are available for CEREC chairside system.³ Feldspathic

ceramic is one of the materials which combines the desired aesthetic properties with color stability and biocompatibility for manufacturing of inlays, onlays, overlays, veneers, anterior and posterior crowns.⁴

Therefore, the aim of this case series report was to restore three different patients' four posterior (non-vital and large hard tissue loss) tooth with feldspathic ceramic overlay restorations using CAD-CAM technique.

CASE REPORT

Case 1

A 30-year-old male patient was admitted to Restorative Dentistry Department for the restoration of endodontically treated #26 and #46 (Figure 1). Due to the large hard tissue loss, ceramic overlay restorations were decided to perform (Figure 2, 3, 4, 5A, 5B).

* 23rd European Dental Materials Conference, 27-28th August, 2015, Nürnberg, Germany (Poster Presentation)
European Journal of Prosthodontics & Restorative Dentistry Special Issue P19

^α Bezmialem Vakif University, Faculty of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Istanbul



Figure 1.
Panoramic radiography of the patient

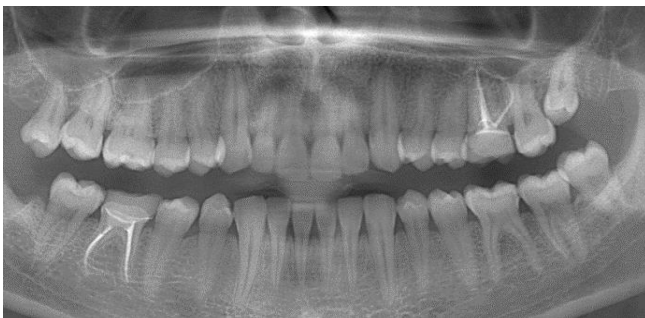


Figure 2.
Panoramic radiography of endodontically treated teeth and cemented overlays on #26, #46



Figure 3.
Photo of overlay on #26 at 1 year



Figure 4.
Photo of overlay on #46 at 1 year



Figure 5.
Photos of overlay on A) #26, B) #46 at 2 years

Case 2

A 26-year-old female patient was presented to Restorative Dentistry Department after the endodontic retreatment of #36 (Figure 6). It was decided to do overlay restoration in order to strengthen the weakened non-vital tooth structure (Figure 7, Figure 8).



Figure 6.
Panoramic radiography of the patient



Figure 7.

Photo of overlay on #36 at 1 year



Figure 8.

Photo of overlay on #36 at 2 years

Case 3

A 48-year-old female patient was directed to the Clinic of Restorative Dentistry. The old amalgam restoration was removed and #36 was decided to restore with an overlay restoration due to loss of all cusps (Figure 9, Figure 10, Figure 11).

Before any restorations, all procedures followed were in accordance with the ethical standards of the responsible committee on human experimentation (institutional and national) and with the Helsinki Declaration of 1964 and later versions. Informed consents were obtained from all patients for being included in this study.

All the restorations were made from feldspathic ceramic blocs (Sirona CEREC Blocs C-VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany). All of the preparations were scanned and designed with CEREC System (CEREC Premium - Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) and then sent to the milling unit. After glazing, all of the overlay restorations were cemented with a dual cure adhesive resin cement (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake Dental Inc., Japan).

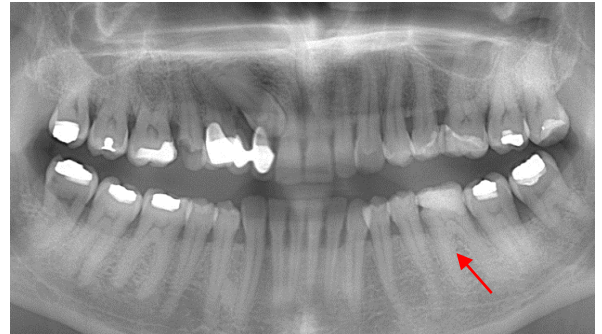


Figure 9.

Panoramic radiography of the patient



Figure 10.

Photo of overlay on #36 at 1 year



Figure 11.

Photo of overlay on #36 at 2 years

DISCUSSION

Large hard tissue losses are frequent in molar teeth depending on caries or aging of the restoration. Due to these reasons, the remaining coronal tooth structure and the functional requirements are important factors to be considered in deciding the treatment planning.⁵ After deciding the treatment plan, the physical properties of the selected restorative materials should be considered, prior to the cavity preparation.^{6,7} Teeth with large hard tissue losses can be restored with direct composite resins⁸, crowns⁹ or inlay, onlay, and, overlays.^{10,11} Direct composite resin restorations are increasingly popular but due to the side-effects of composite polymerization shrinkage especially in big cavities, it is not recommended to use for the restoration of large hard tissue losses.⁸ On the other hand, traditional fabrication of a crown has multistage process that involves an impression also a laboratory part¹¹ and, requires more extensive tooth preparation.¹⁰ Although a full crown is considered as the gold standard, with a six time greater rate of success in endodontically treated teeth, with this restoration type preserving the healthy dental tissue is impossible.¹² Inlays/onlays/overlays are very conservative restoration types which preserve maximum amount of sound tooth structure.¹³ Onlays, but mostly overlay restorations allow to delay the execution of a full crown, preserving the healthy dental tissue. Besides, adhesive overlays preserve coronal structure, avoid contamination of the root canal treatment, reinforce residual dental tissues, guarantee optimal form, function and aesthetics.¹² Magne and Besler¹⁴ were also reported that onlay and overlay restorations were the most effective choices in the treatment of the excessively damaged posterior teeth. Inlay/onlay/overlay restorations can be made of composite and ceramic which are both esthetic materials.¹⁵ Composite inlays/onlays/overlays can be produced using laboratory techniques indirectly, but more than one session is needed for the final restoration. Ceramic materials performed better than composite resin materials for inlays in the short term.¹⁵ Also ceramic inlays, onlays, and overlays showed high survival rates at 5 years and 10 years when compared to the composite material.¹⁰ Besides the advantages; the higher cost, the greater skill level required to do the treatment, and the possible need for an additional appointment are the challenging features of the ceramic restorations. As the ceramic inlays/onlays/overlays can be produced indirectly in the dental laboratory which includes many preparation stages, these restorations can be also milled from prefabricated ceramic blocks in the dental laboratory or in the dental office using a chair-side CAD-CAM systems.¹⁶

Improvements in computer technology, equipments, and restorative materials have made it possible to manufacture an indirect aesthetic restoration in a single visit while the patient is waiting. The CAD/CAM systems offer many advantages in clinical practice. Customized shaping, definite milling of blocks, adaptation of the inner surface of the restoration which provides precision-fit, replication of the occlusal morphology, producing the restorations chairside and cementing in one appointment are the most important properties of this system. Also, by CAD-CAM system, the errors are minimized, the cross-contamination due to impression and laboratory processes is reduced which is finalized with patient satisfaction.^{17,18} Material selection plays an important role when producing CAD-CAM restorations (CEREC). Overlay restorations can be fabricated from a number of restorative material. Feldspathic porcelain is indicated as one of the current choices.¹⁶ In this case series, feldspathic ceramic material was selected due to good translucency, clinical acceptance, highly aesthetic appearance, chameleon effect, and antagonist-friendly abrasion properties.¹⁹ In addition to these properties when feldspathic ceramic blocks compared to dental ceramic materials which are processed in the laboratory, it was found out that feldspathic ceramic blocks have better fracture strength and structural homogeneity. Also the preparation is suitable for the conservative and modern preparation design.²⁰ In an *in vitro* study which compares MOD composite resin restorations with ceramic inlay restorations, it was reported that teeth which restored with CAD-CAM ceramics showed comparable fracture resistance to the sound teeth.²¹ In an other study, the success rate of CAD/CAM manufactured ceramic inlays (CEREC) was found out 98 % after 2 years.²² As a result, in this case report, when all the overlay restorations were clinically evaluated, no secondary caries, fracture, discoloration, esthetic degradation, and loosening of the structural integrity were determined after 12 and 24 months follow-up. Besides, the stability of the restorations and tissue preservation were found satisfactory. Therefore, it can be reported that the success rate of these cases was 100% after 24-months follow-up.

CONCLUSIONS

Combined with adhesive luting technique, CAD-CAM Systems create biocompatible, indirect tooth like esthetic restorations in a single treatment session. Based on current data, indirect ceramic restorations luted with adhesive resin cement can be considered as an ideal option for the restoration of tooth weakened due to large tooth loss. Also CAD-CAM Systems provide to the patient a convenient, well-fitting and durable indirect restoration to the patients. Furthermore, proper case and material selection are critical for ensuring clinical success with overlays.

REFERENCES

1. Collares K, Correa MB, Laske M, Kramer E, Reiss B, Moraes RR, et al. A practice-based research network on the survival of ceramic inlay/onlay restorations. *Dent Mater* 2016; 32: 687-94.
2. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantol* 2014; 7(3): 57-70.
3. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comput Dent* 2013; 16(2): 173-78.
4. Marocho S, Melo R, Macedo L, Valandro L, Bottino M. Strength of a feldspar ceramic according to the thickness and polymerization mode of the resin cement coating. *Dent Mater J* 2011; 30(3): 323-29.
5. Faria AC, Rodrigues RC, de Almeida Antunes RP, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res* 2011; 55(2): 69-74.
6. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ. Ceramic design concepts based on stress distribution analysis. *Compend Contin Educ Dent* 2000; 21(8): 649-52.
7. Frankenberger R, Hehn J, Hajto J, Krämer N, Naumann M, Koch A, et al. Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro. *Clin Oral Investig* 2013; 17(1): 177-83.
8. Batalha-Silva S, de Andrada MA, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: Direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater* 2013; 29(3): 324-31.
9. Sequeira-Byron P, Fedorowicz Z, Carter B, Nasser M, Alrowaili EF. Single crowns versus conventional fillings for the restoration of root-filled teeth (Review). *Cochrane Database Syst Rev* 2015; 25(9): 1-31.
10. Morimoto S, Vieira GF, Agra CM, Sesma N, Gil C. Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. *Braz Dent J* 2009; 20(2): 143-48.
11. Oen KT, Veitz-Keenan A, Spivakovsky S, Wong YJ, Bakarman E, Yip J. CAD/CAM versus traditional indirect methods in the fabrication of inlays, onlays, and crowns (Review). *Cochrane Database Syst Rev* 2014; 4: 1-8.
12. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 256-63.
13. Garlapati R, Venigalla BS, Kamishetty S, Thumu J. Ceramic onlay for endodontically treated mandibular molar. *JOFS* 2014; 6(1): 69-72.
14. Magne P, Besler UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003; 23: 543-55.
15. Chabouis HF, Faugeron VS, Attal JP. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review. *Dent Mater* 2013; 29: 1209-18.
16. Hopp CD, Land MF. Consideration for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clin Cosmet Investig Dent* 2013; 5: 21-32.
17. Chang C-Y, Kua J-S, Lin Y-S, Chang Y-H. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional postand core-supported CEREC crowns. *JDS* 2009; 4(3): 110-17.
18. Vinothkumar TS, Kandaswamy D, Chanana P. CAD/CAM fabricated single unit all ceramic post core crown restoration. *JCD* 2011; 14(1): 86-9.
19. Sirona The Dental Company. www.sironausa.com. 2016.
20. Altıncı P, Kiremitçi A. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. *Hacettepe Dis Hek Fak Derg* 2007; 31(3): 102-13.
21. Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *Am J Dent* 2001; 14: 216-20.
22. Sjögren G, Molin M, van Dijken J, Bergman M. Ceramic inlays (Cerec) cemented with either a dual-cured or a chemically cured composite resin luting agent. A 2-year clinical study. *Acta Odontol Scand* 1995; 53(5): 325-30.

Corresponding Author:

Dr.Dt. Mağrur KAZAK
 Bezmialem Vakıf University
 Dentistry Faculty
 Department of Restorative Dentistry
 Adnan Menderes Bulvarı, Vatan Caddesi
 34390, Fatih, İstanbul
 Phone: +90 532 332 51 27
 E-mail: magrur@hotmail.com

Aktif sabit ortodontik tedavi sırasında meydana gelen dental travma: Vaka raporu

Neslihan Ebru Şenişik^α, Filiz Aydoğan^α

Başvuru Tarihi: 04 Nisan 2017
Yayına Kabul Tarihi: 07 Temmuz 2017

Selcuk Dent J, 2017; 4: 144-152 (Doi: 10.15311/selcukdentj.303967)

ÖZ

Aktif sabit ortodontik tedavi sırasında meydana gelen dental travma: Vaka raporu

Bu vaka raporunun amacı sabit ortodontik tedavi sırasında dental travmaya maruz kalan hastanın tedavisini sunmaktır. Kliniğimizde beş aydır sabit ortodontik tedavi görmekte olan 16 yaşında bayan hasta travma geçirmiş ve travmadan iki gün sonra kliniğimize gelmiştir. Hasta evinde senkop geçirdiğini ve düştüğünü belirtmiştir. Ekstraoral olarak alt dudakta laserasyon intraoral olarak alt santral keserlerde lateral lüksasyonla birlikte ekstrüzyon gözlenmiştir. Travmadan hemen sonra pulpanın vitalitesinin net olarak değerlendirilememesinden dolayı kök kanal tedavisi ertelenmiştir. Travmadan sonra her iki travmaya uğramış diş üzerindeki aktif ortodontik kuvvet kaldırılmıştır. 7 ay sonra travmaya maruz kalan dişlerin pulparlarının vital olduğu tespit edilmiştir. Daha sonra hafif ortodontik kuvvetlerle sıralama ve seviyeleme yapılmış, başlangıçta planlandığı gibi estetik bir gülüş ve ideal bir okluzyon elde edilmiştir. Aktif ortodontik tedavinin bitiminden on iki ay sonra alınan periapikal radyografda mandibular santral keser dişlerin pulpasında kısmi obliterasyon tespit edilmiştir. Her altı ayda bir rutin klinik ve radyografik değerlendirme gerekmektedir.

ANAHTAR KELİMELER

Dental travma, lateral lüksasyon, sabit ortodontik tedavi

ABSTRACT

Dental trauma during fixed orthodontic therapy: A case report

The purpose of this case report was to present the treatment of a patient suffering from accidental dental trauma during fixed orthodontic treatment. A 16-year-old girl that was receiving fixed orthodontic therapy in our clinic for 5 months came back two days later after a dental trauma. She revealed that she had a syncope and fell down in her house with the effect of syncope. Extraorally, lower lip laceration was observed. Intraorally, lateral luxation associated with extrusion for lower central incisors (31,41) was diagnosed. Root canal treatment was delayed because it was not possible to determine the definite result of pulp vitality response of traumatized teeth immediately after the injury. After trauma, active orthodontic force was removed from both of traumatized teeth. After 7 months, it was determined that pulp vitality of traumatized tooth was remained. Then levelling and alignment was performed with light orthodontics forces. An esthetic smile and ideal occlusion was achieved as it was planned initially. Twelve months after the end of active orthodontic treatment, sectional pulp obliteration was examined in perapical radiographs of both mandibular central incisors. Routine clinical and radiographic examination is needed in every 6 months.

KEYWORDS

Dental trauma, lateral luxation, fixed orthodontic treatment

Dental travma (travmatik dental yaralanma) dişleri ve oral kavite çevresindeki yumuşak ve sert dokuları etkiler. Dünya genelinde yapılan araştırmalara göre dental travma genellikle sportif aktiviteler, düşmeler, trafik kazaları ve kavgalar sonucu görülür ve çoğu zaman acil müdahale gerektirir.^{1,2} Dental travma vakalarına müdahale edilirken, tedavi rehberleri her hasta için standart olarak uygulanamayabilir. Her vaka kendisine özgü koşullarda değerlendirilip buna göre tedavisi yapılmalıdır. Hastanın genel sağlığı, travmanın ciddiyeti ve tipi, hastanın kronolojik ve dental yaşı, dental ve anatomik gelişim durumu, travma sırasında ağız içerisinde bir aygıt taşıyıp taşıyamaması, tedavi için belirleyici olan faktörlerden bazılarıdır.^{3,4} Literatürde sayıca az bildirilmiş olmakla beraber,^{5,6} ortodontik tedavi sırasında ağızında

ortodontik ataçmanlar bulunan hastalar da dental travmaya maruz kalabilmektedir.

Ortodontik tedavi sırasında dental travma meydana geldiğinde tedavi açısından izlenecek yol klinik deneyime ve literatürde sunulmuş bireysel olgu raporlarına göre yapılmaktadır.⁵⁻⁷ Çoğu travma vakası multidisipliner tedavi yöntemlerini içeren (pedodonti, oral cerrahi, endodonti, ortodonti, restoratif diş tedavisi ve protetik diş tedavisi vb.) bireysel bir yaklaşıma ihtiyaç duymaktadır. Uygulanacak tedavilerin başarısı ise kapsamlı ve dikkatli bir muayene sonucu konulacak tanı ile mümkündür.

^α Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD, Isparta

Muayene öncesinde öncelikle kapsamlı bir hasta hikayesi alınır. Hastanın genel sağlık durumu, yaralanmanın zamanı, travmanın direkt veya indirekt oluşu belirlenir. Dokuların iyileşme kapasitesinin durumunu belirlemek için daha önce aynı bölgeye travma alıp almadığı, o bölgeye önceden herhangi bir tedavi yapıp yapılmadığı, dişin destek dokularında veya pulpadaki hasarı gösteren kriterlerden spontan diş ağrısı, sıcak - soğuk, tatlı - ekşi gıdalara duyarlılığı sorgulanır. Klinik muayenede ağız dışı dokular ağız içi muayenede ise travma bölgesindeki periodontal dokular, alveol kemiği ve dişler dikkatlice muayene edilir. Oklüzyondaki anormallikler alveol ve çenedeki kırıklara işaret eder. Dişlerin dokunma sırasındaki duyarlılığı, dişlerde lüksasyon olup olmadığı tespit edilir. Kök kırıklarının lokalizasyonuna göre dişte lüksasyon görülür. Kök kırığının mobilitesi kırık hattı krona yaklaştıkça artar. Perküsyona duyarlılık periodontal liflerdeki yaralanmaları işaret eder. Termal testler ve vitalometre uygulamaları travma nedeniyle yaralanan dişlerde pulpanın canlılığını saptamak için kullanılır. Travmayı takip eden günlerde diş şokta olabilir ve bu nedenle geçici olarak pulpa cevabı azalmış olabilir. Lüksasyon yaralanmalarında da cevap geçici olarak azalabilir. Tekrarlanan testlerin sonucunda reaksiyonların birkaç hafta veya ay içinde normale döndüğü gözlenebilir. Dişler farklı sürme ve gelişim dönemlerinde de farklı cevaplar verebilirler. Kök gelişiminin henüz tamamlanmadığı dişlerde vitalite testlerine daha geç cevap alınır. Radyolojik muayene ile genç bireylerde travma sonucu yaralanan dişin kök gelişimi gözlenir. Ek olarak dişin kökünde bir kırık olup olmadığı, varsa yeri, dişte meydana gelen yer değiştirmeler, periodontal dokularda oluşan hasarlar ve alveol kemikteki kırıklar saptanabilir.⁸

Beklenmedik bir şekilde gelişen dental travma hastanın oral fonksiyonlarını ve psikolojisini etkileyebilmektedir. Sabit ortodontik tedavi gören bireylerde dental travma meydana geldikten sonra ağrıyı ve travmanın dişler, periodontal dokular üzerindeki olumsuz etkilerini mümkün olan en kısa sürede elimine etmek gereklidir. Sabit ortodontik tedavinin hangi aşamasında olursa olsun, tedavi sırasında meydana gelen dental travma aktif ortodontik tedavinin rutin işleyişini bozar. Travma bölgesindeki ilk acil müdahale ağrının dindirilmesi ve ortodontik kuvvetin hızla travma bölgesindeki dişler üzerinden kaldırılmasıdır. Ardından dental travmanın şiddetine göre multidisipliner tedavi yöntemlerini içeren bireysel bir yaklaşım ile tedavi yapılır.

Bauss ve ark.⁶ ortodontik tedavi sırasında dental travma görmüş vakalarda dental travmanın çeşidine göre farklı tedavi yaklaşımları bildirmişlerdir. Dişin sert dokusunu ilgilendiren mine ve mine-dentin kırıklarında

ya da hafif periodontal yaralanmalarda (sublüksasyon), ortodontik kuvvet 2-3 ay süresince kesilmekte ve travma görmüş dişler sabit ortodontik tedavi dışında bırakılmaktadır. Travma sonucu ekstrüzyon veya lateral lüksasyon meydana gelen vakalarda ise travma görmüş dişlerin ve soket duvarlarında meydana gelen kırıkların dikkatlice repoze edildiği ve 0.016 x 0.022 inç kalınlığındaki paslanmaz çelik ark teli ile dişlerde fiksasyon yapıldığı belirtilmiştir. Üç haftalık fiksasyon süresince travma görmüş dişler yanındaki dişlere splintlenmektedir. İntrüziv lüksasyon vakalarında 3-4 hafta spontan erüpsiyon için beklenmektedir. Bu süreç içerisinde dişte spontan sürme ile yeniden eski duruma dönme görülmezse elastik traksiyon uygulaması ile ortodontik ekstrüzyon yapılmaktadır. Sonrasında 0.016 x 0.022 inç paslanmaz çelik ark teli ile 3-4 haftalık fiksasyon gerçekleştirilir. Şiddetli periodontal yaralanmalarda ortodontik diş hareketine 5-6 ay ara verildiği belirtilmiştir.⁹

Ortodontik tedavi sırasında travmatik olarak yaralanmış dişler için literatür ışığında^{7,8,10-14} tedavi yönetimini özetleyen Owtad ve ark.⁵ dişte gelen hafif travma olarak değerlendirilen, sadece travma görmüş dişte hassasiyet semptomu ile tanımlanan sadme (sarsıntı) ve displaze dişte gevşeme ile karakterize sublüksasyon durumunda birkaç hafta yumuşak diyet önermişlerdir. Yeniden ortodontik kuvvet uygulaması için ise 3 ile 3-6 ay beklenmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Orta dereceli travma olan ve travma görmüş dişin kronunun palatinal kökünün ise labiale displaze olduğu lateral lüksasyon durumunda dişin, lokal anestezi altında repoze edildikten sonra hafif esnek bir splint ile stabilize edilmesini, endodontik kanal tedavi yapılmasını ve ortodontik tedaviye 6 ay sonra devam edilmesini önermişlerdir. Orta derece travmalardan, travma görmüş dişin periodontal ligamentinin sıkıştığı veya oblitere olarak dişin kronunun bir miktar veya tamamen intrüze olduğu durumda, dişin lokal anestezi altında repoze edilmesi, endodontik tedavi yapılması ve ortodontik kuvvet uygulaması için 6 ay beklenmesi önerilmiştir. Kısmi ekstrüzyon durumunda ise dişin, lokal anestezi altında repoze edilmesini, hafif esnek bir splint ile stabilize edilmesini ve ortodontik tedaviye 6 ay sonra devam edilmesini önermişlerdir. Sabit ortodontik tedavi sırasında çok nadir karşılaşılan, dişin alveol soketinden tamamen çıktığı şiddetli travmalardan avülsiyon durumunda, replantasyon, rijit fiksasyon, sürekli takip ve ortodontik kuvvet uygulama için 6 aylık bekleme süresi önermişlerdir. Şiddetli travma sayılan pulpanın dahil olmadığı kron kırıklarında dişin kronunun restorasyonu ve ortodontik kuvvete 3 ay sonra devam edilmesi önerilmiştir. Kök kırığının radyografik ve klinik olarak gözleendiği durumda ise

endodontik ve cerrahi tedavi sonrası iyileşmeyi takiben ortodontik tedaviye 1-2 yıl sonra tekrar başlanabileceğini bildirmişlerdir.⁵ Travma sonrası dişe ortodontik kuvvet uygulanmayan süreçte her 3 ayda bir periapikal radyograf ile köklerin durumunun, vitalite testi ile pulpal durumun takibi önemlidir.^{6,10,13} Ortodontik tedavi sırasında bireye özgü tedavi aygıtlarının ve modifikasyonlarının seçimi, hafif kuvvetlerin kullanılması, kök rezorpsiyonu riski için düzenli radyografik takip ve ortodontik tedavinin bitmesinin ardından düzenli takibin devamlılığı önemlidir. Ortodontik diş hareketinin pulpada ciddi derecede enflamasyon yarattığı bilinmektedir ancak bu durum genellikle geri dönüşümlüdür. Bununla birlikte daha önceden travma geçirmiş dişlerde inflamatuvar cevap daha belirgindir.¹⁰ Ortodontik tedaviden bir yıl önce travmaya maruz kalmış dişlerde ortodontik tedavi sırasında kök rezorpsiyonu riski¹⁵ ve ortodontik tedavi sırasında ciddi periodontal yaralanma geçiren ve total pulpa obliterasyonu görülen dişlerde, ortodontik tedavinin ilerleyen aşamalarında pulpa nekrozu riski artar.⁶

Günümüzde sabit ortodontik tedavinin pek çok bireye ulaştırılabilmesi ve dental travmanın da prevelansının yüksek olması sebebiyle ortodontik tedavi sırasında meydana gelebilecek travmanın güncel bilgiler ışığında yönetilmesi önemlidir. Her bir travma vakasının kendine has özellikte olması ve yönetilmesi sırasında bireyin tedaviye cevabının varyasyon gösterebilmesi sebebiyle sabit ortodontik tedavi sırasında meydana gelen travmanın teşhisi, tedavisi ve tedavi ile elde edilen sonucun sunulması önemlidir. Bu sebeple bu vaka raporunun amacı aktif ortodontik tedavi sırasında dental travmaya maruz kalan ve tedavisi başarı ile gerçekleştirilen tedavi sonrası 12 aylık takibi yapılmış bir vakayı sunmaktır.

OLGU SUNUMU

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na başvuran 16 yaşındaki bayan hastanın esas şikâyeti "köpek dişinin yukarıda olması" idi. Hastada yapılan ekstraoral muayenede düz bir profilinin olduğu, intraoral muayenede sağ üst kanin dişin vestibülde suprapozisyonda olduğu, bütün birinci büyük azı dişlerinde ve alt sol ikinci büyük azı dişinde çeşitli büyüklüklerde amalgam ve kompozit restorasyonlar olduğu tespit edildi (Resim 1 a-j). Radyografik değerlendirmede 20 yaş dişleri hariç tüm dişlerinin ağızda olduğu, sefalometrik analizde ANB açısına göre iskeletsel Sınıf I olduğu belirlendi (Resim 2 a-c) (Tablo 1). Sabit ortodontik mekanikler ile yapılması kararlaştırılan ortodontik tedavisinde tek tarafta sağ üst birinci premolar dişin çekilmesine ve orta hattı kaydırmadan suprapozisyondaki kanin dişin

seviyelenerek arka dahil edilmesine karar verildi. Vakanın alt üst dişlerinin ışık ile sertleşen ortodontik adeziv sistem (Transbond XT, 3M Unitek, St. Paul, MN, ABD) ile braketlenmesinin (Microtech Plus Brackets- 018" Roth, Ortho Technology Inc, Florida, ABD) ardından üst sağ birinci premolar dişin çekimi yapıldı. Alt ve üst çenelerde sıralama-seviyelemeyi takiben üst çenede lace-back ile kanin distalizasyonu yapılmaya başlandı. Kanin distalizasyonu sırasında moderate ankraj prensibi esas alındı. Ortodontik tedavinin başlamasından yaklaşık 5 ay sonra hasta, evinde bilinmeyen bir sebeple senkop geçirdiğini ve düştüğünü bildirdi. Travmadan iki gün sonra kliniğimize geldiğinde hastanın dudaklarında büyük ölçüde iyileşen ancak dikkat çeken laserasyon tespit edildi (Resim 3). Hastanın ağız içi klinik muayenesinde alt kesici diş çevre dokularında yaralanma, alt santral kesici diş kronlarında (31,41) linguale hareket gözlemlendi (Resim 3a-f). Ek olarak alt santral kesici dişler uzamıştı (Resim 3g). Mevcut olan ark tellerinden dolayı santral dişler immobildi. Alveoler proçesin lingualinde kırık hattı palpe edildi (Resim 3). Travma kuvvetinin etkisiyle ağız içerisinde bir önceki seans ligature edilen 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik ark telinin, mandibuler santral kesicilere inset bükümü yapılmışçasına dişler ile beraber linguale eğilmiş olduğu gözlemlendi (Resim 3). Travma sonrası yapılan radyolojik değerlendirmede herhangi bir kök ve/veya kron kırığının olmadığı belirlendi. Periodontal ligament aralığının apikalde ve lateralde genişlediği izlendi (Resim 3i). Her iki alt santral kesici dişte (31, 41) lingual yönlü lateral lüksasyona eşlik eden ekstrüzyon tespit edildi.

Travma kuvvetinin etkisiyle alt çenede eğilmiş olan 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik ark teli çıkartılıp, travmaya uğramış dişler aktif ortodontik kuvvetin dışında bırakıldı. Vitalometre ile yapılan vitalite testi negatif sonuç verdi. Dişin ileride vitalite testine olumlu sonuç verme ihtimali göz önünde bulundurularak, kanal tedavisi hemen yapılmadı. Ancak ileride olası pulpa nekrozu komplikasyonuna karşı vaka uyarıldı. Dişlerin pulpal durumunun takibine karar verildi. Üst çenede herhangi bir hasar gözlenmedi. Travma sonrası alt santral kesici dişlerin olması gereken yerlerinin yandaki dişler tarafından kapatılmış olması sebebiyle dişler eski yerine repoze edilemedi ve oldukları yerde bırakıldı. Alt santral kesici dişler lingualden esnek retainer teli ile (esnek splint) splintlendi. Alt çenede travma görmüş santral kesici dişlerin dışında kalan dişlere 0.016x0.022 inç NiTi ark teli uygulandı, pasif açık coilspring konularak santral kesici dişlerin boşluğu tutuldu. Dört hafta sonra travma görmüş dişlerin dışındaki dişlere 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik ark teli uygulandı ve travma görmüş dişler için gerekli olan yer açık coilspring kuvveti ile açılmaya başlandı. Bu

uygulamaya yeterli yer açılıncaya kadar devam edildi. Üst çenede ise sabit ortodontik tedavi sürdürüldü.

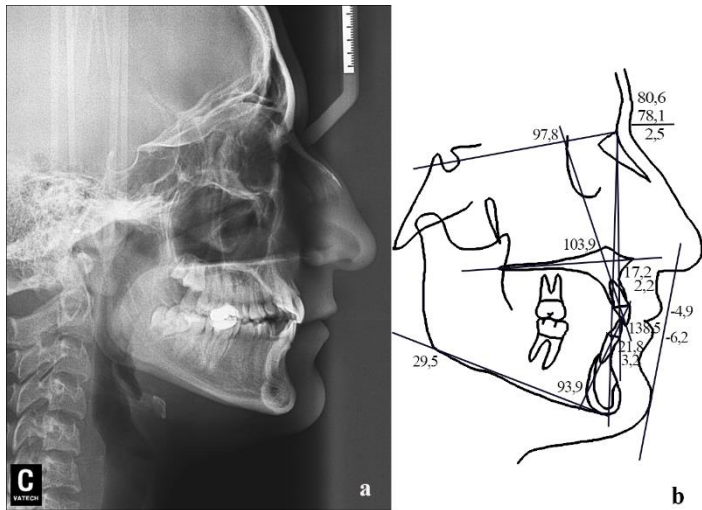
Yedi ay sonra yapılan ağız içi muayenede alt santral keser diş bölgesinde dişeti ve dişlerin sağlıklı olduğu izlendi. Alınan periapikal radyografıta herhangi bir kök rezorpsiyonu veya pulpa obliterasyonu gözlenmedi (Resim 4). Mandibuler santral keser dişlerin vitalitesi dijital vitalometre ile değerlendirildi ve vital olduğu tespit edildi. Önceden aktif açık coilspringle yerleri açılan travma görmüş alt santral keser dişler 0.012 inç NiTi ark teline ligatüre edildi. Dört haftalık süreç sonunda dişlerin hareket ettiği gözlemlendi ve mandibuler dişler sırası ile 0.014, 0.016, 0.016x0.016 ve 0.016x0.022 inç NiTi ark telleri ile seviyelendi. Mandibuler santral kesici dişlere travma sonrası hafif kuvvetler uygulanarak yapılan sabit ortodontik tedavi ideal oklüzyonun elde edilmesi ile başarılı bir şekilde bitirildi (Resim 5). Travmanın hemen sonrası 7 ay boyunca alt santral kesici dişlere hiçbir kuvvet uygulanmadı, 7 ay sonra başlanan hafif kuvvet uygulama süreci, dişlerin seviyelenmesi ve tedavinin bitirilmesi ile beraber altı ay sürmüştü. Toplam tedavi süresi 19 aydır. Retansiyon sürecinde aynı zamanda splint görevi gören lingual retainer (Hilgers Bond-a-Braid® and Retainium® Lingual Retainer Wire. RelianceOrthodontic ProductsInc., Itasca, IL, ABD) kullanıldı. Lingual retainer çok sarımlı telden ağız içinde direkt bükülerek yapıldı. Ortodontik tedavi sonunda ideal oklüzyon sağlandı ve dişlerin vitalitesi korundu (Resim 5 a-j). Tedavi sonu sefalometrik analiz sonuçları Resim 6' da verilmiştir (Tablo 1)

Hastanın 12 ay sonraki kontrolünde alt santral keser dişlerin vital olduğu, kök rezorpsiyonunun olmadığı ancak alınan periapikal radyografide kök kanallarında kısmi pulpa obliterasyonu olduğu tespit edilmiştir (Resim 7). Vakanın alt santral kesici dişlerinde ilerleyen zamanlarda oluşabilecek pulpa nekrozu ve/veya kök rezorpsiyonu ihtimali sebebiyle 6 aylık rutin takibinin yapılmasına karar verilmiştir.



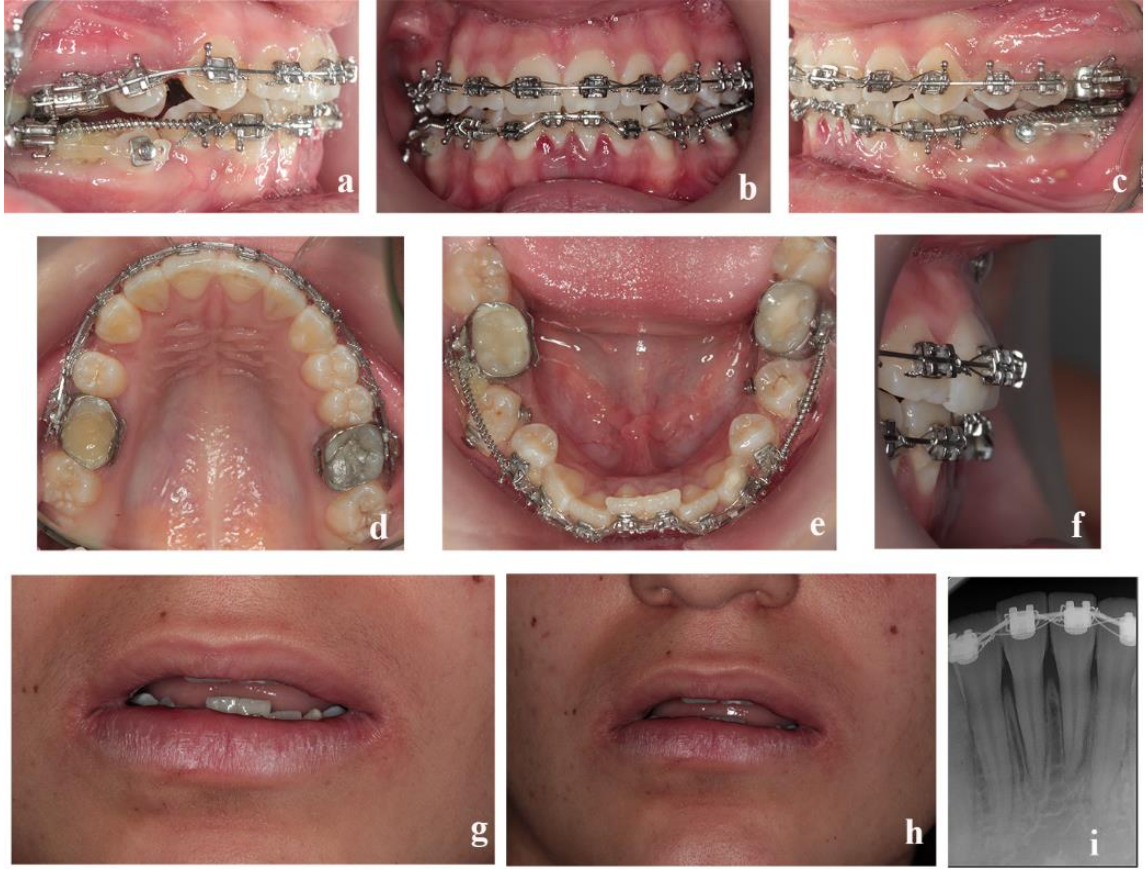
Resim 1.

Sabit ortodontik tedavi öncesi ağız dışı ve ağız içi fotoğraflar a, b, c, d) Sabit ortodontik tedavi öncesi cephe, 3/4 ve profil fotoğrafları e, f, g, h, i, j) Sabit ortodontik tedavi öncesi ağız içi fotoğrafları



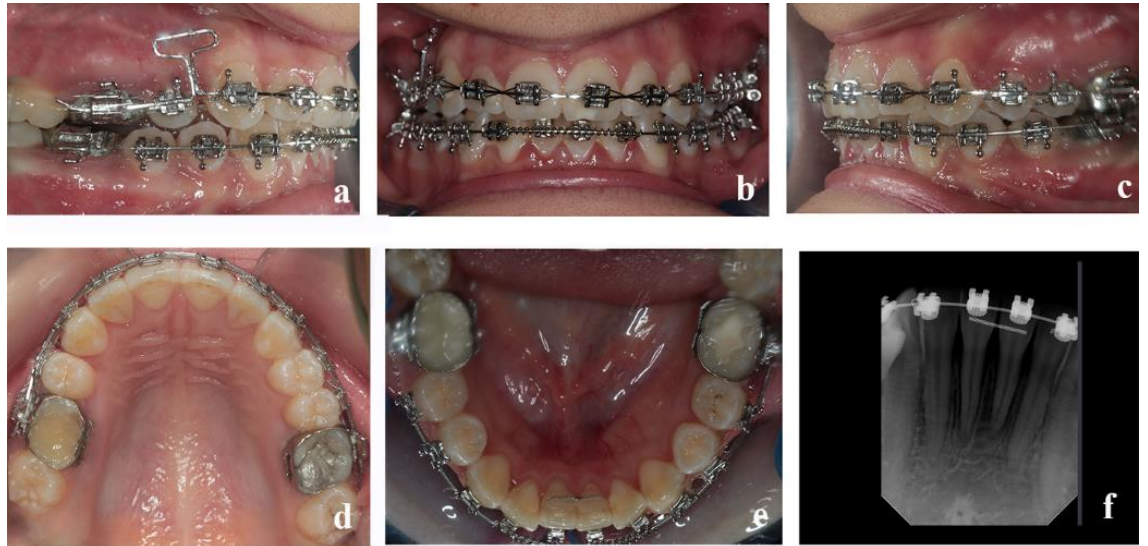
Resim 2.

Sabit ortodontik tedavi öncesi radyografiler ve analizler a, b) Sabit ortodontik tedavi öncesi lateral sefalometrik radyografi ve analizi e, f, g, h, i, j) Sabit ortodontik tedavi öncesi panoramik radyografi



Resim 3.

Sabit ortodontik tedavi sırasında meydana gelen travma sonrası alınan ağız içi ve ağız dışı fotoğraflar ve periapikal radyograf **a, b, c, d, e, f)** Ağız içi fotoğraflar **g,h)** Ağız dışı fotoğraflar **i)** Travma sonrası periapikal radyograf



Resim 4.

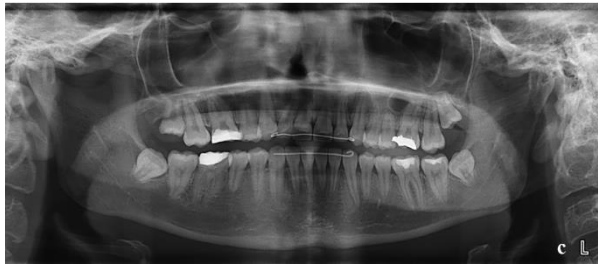
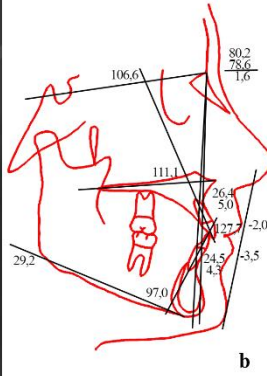
Travmadan 7 ay sonra alınan ağız içi fotoğraflar ve periapikal radyograf

a, b, c, d, e) Ağız içi fotoğraflar, travma sonrası süreçte alt santral keser dişlere esnek splint yapılmış ve alt santral keser dişlerin bulunduğu yer coil spring ile tutulmuştur. 7 aylık süre boyunca alt santral keser dişlere ortodontik kuvvet uygulanmamıştır

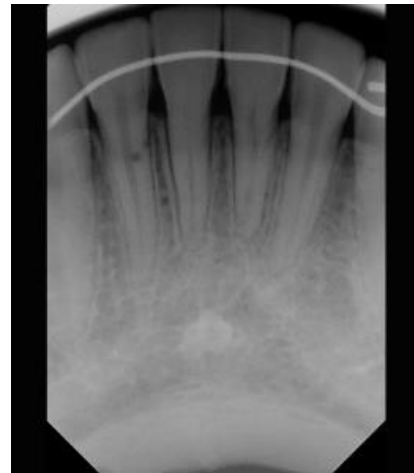
f) Periapikal radyograf

**Resim 5.**

Sabit ortodontik tedavi sonrası ağız dışı ve ağız içi fotoğraflar
a, b, c, d) Sabit ortodontik tedavi sonu cephe, 3/4 ve profil fotoğrafları
e, f, g, h, i, j) Sabit ortodontik tedavi sonu ağız içi fotoğraflar

**Resim 6.**

Sabit ortodontik tedavi sonrası radyografiler ve analizler
a, b) Sabit ortodontik tedavi sonu lateral sefalometrik radyografi ve analizi
c) Sabit ortodontik tedavi sonu panoramik radyografi

**Resim 7.**

12 ay sonra alınan periapikal radyograf

Tablo 1.**Tedavi başı ve tedavi sonu dönemlerinde elde edilen lateral sefalometrik analiz verileri**

Sefalometrik açı ve milimetrik ölçümler	Sabit ortodontik tedavi öncesi	Sabit ortodontik tedavi sonu
SNA(°)	80,5	80,2
SNB(°)	78,2	78,6
ANB(°)	2,3	1,6
1 - NA (mm)	2,2	5
1 - NA (°)	17,2	26,4
1 - NB (mm)	3,2	4,3
1 - NB (°)	21,8	24,5
1 - 1(°)	138,5	127,7
GoGn - SN(°)	29,5	29,2
Üst dudak - S(mm)	-4,9	-2
Alt dudak - S(mm)	-6,2	-3,5
IMPA(°)	93,9	97
U1/PP(°)	103,9	111,1
U1/SN(°)	97,8	106,6
Witt's (mm)	1,2	1,9

TARTIŞMA

Günümüzde estetik kaygılar sebebiyle sabit ortodontik tedavi yaygınlaşmaktadır. Ancak dental travma prevalansının yüksek olması, bu istenmeyen durumun sabit ortodontik tedavi sırasında da meydana gelme ihtimalini artırır. Literatürde dental travmaya sebep olan yaralanmaların en sık rastlanan sebepleri sırasıyla düşme ve yumruklaşma, spor kazaları ve trafik kazalarıdır.¹⁶ Bu vaka raporundaki olguda da geçirdiği senkop sebebiyle düşme sonucu sabit ortodontik tedavinin 5. ayında dental travma meydana gelmiştir.

Dental travma geçiren bireylerde her zaman ilk öncelik diş ve çevre dokuların tedavisi olmayabilir. Aciliyet durumuna göre vakaların diş tedavisi hemen gerçekleştirilemeyebilir.¹⁷ Bu raporda sunulan vaka da, senkop sonucu düşme sebebiyle geçirdiği dental travmanın tedavisi için kliniğimize ancak iki gün sonra gelebilmiş ve hastanın dudaklarında büyük ölçüde iyileşen ancak dikkat çeken laserasyon tespit edilmiştir (Resim 3).

Literatürde travmatik dental yaralanmanın postnormal oklüzyon, 4 mm'yi geçen artmış overjet, kısa üst dudak, yetersiz dudaklar ve ağız solunumu ile ilişkili olduğu ve daha ağır yaralanma (dentin kırığı, pulpa lezyonu, kök kırığı, total avülsiyon [eksartikulyasyon]) gösteren olgularda ortalama overjetin 5 mm' nin üstünde olduğu raporlanmıştır.¹⁶ Maksiller keser dişin (% 87.9) dental travmadan en çok etkilenen diş olduğu bildirilmektedir.¹⁸ Ancak bu vaka raporunda sunulan vakada dental travma alt keser bölgede meydana gelmiştir. Sunulan bu vaka raporu doğrultusunda overjetin travma açısından önemli bir predizpozan faktör olduğu,¹⁶ ancak dental travma oluşmasında da tek etken olmadığı söylenebilir.

Bu raporda sunulan vakada dental travma sonucu mandibuler sağ ve sol santral dişlerde ve çevre dokularında yaralanma ve bu dişlerde lingual yönde lateral lüksasyona eşlik eden ekstrüzyon meydana gelmiştir. Bauss ve ark.⁶ sabit ortodontik tedavi sırasında keser dişlerde lateral lüksasyon veya ekstrüzyon görülme sıklığını % 17 olarak bildirmiştir.

Travma sonrası yapılan radyolojik değerlendirmede herhangi bir kök veya kron kırığının olmadığı belirlendikten sonra dişler üzerindeki aktif ortodontik kuvveti kaldırmak amacıyla travma kuvvetinin etkisiyle alt çenede eğilmiş olan 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik ark teli çıkartılmıştır. Sunulan vakada dental travma sonrası yapılan vitalometri testinde sonuç negatif çıkmıştır. Travmaya uğramış dişlerin çoğu, başlangıç incelemelerinde elektrik uyarısına cevap vermeyebilir.¹⁹ Ancak zaman içinde sublüksasyonlu ve daha az olmak üzere lüksasyonlu dişlerde vitalite testinde negatiften pozitif doğru yanıt değişiminin görüldüğü bildirilmiştir.⁸ Bu nedenle negatif yanıt tek başına nekroz bulgusu olarak değerlendirilmemiş, kanal tedavisi hemen yapılmamış, bekleme süresi içerisinde kromdaki renk değişimi, negatif hassasiyet testi ve periapikal radyolüseni gibi en az bir başka klinik, radyografik pulpa nekrozu belirtisi oluşana dek endodontik tedavi ertelenmiştir.

Travmaya uğramış dişler aktif ortodontik kuvvetin dışında bırakılarak repoze edilemeden esnek retainer teli ile lingualden splintlenmiştir. Bauss ve ark.⁶ travma sonucu lateral lüksasyon meydana gelen vakalarda travma görmüş dişlerin ve soket duvarlarında meydana gelen kırıkların dikkatlice repoze edildiğini ve 0.016 x 0.022 inç kalınlığındaki paslanmaz çelik ark teli ile dişlerde fiksasyon yapıldığını belirtmişlerdir. Üç haftalık fiksasyon süresince travma görmüş dişler yanındaki dişlere splintlenmektedir.⁶ Owtad ve ark.⁵ ise travma görmüş dişin kronunun palatinal kökünün ise labiale displaze olduğu lateral lüksasyon durumunda dişin, lokal anestezi altında repoze edildikten sonra hafif esnek bir splint ile 4 hafta boyunca stabilize edilmesini, endodontik kanal tedavisi yapılmasını ve ortodontik tedaviye 6 ay sonra devam edilmesini önermişlerdir. Bu vaka raporunda sunulan vakada mandibuler santral dişlerin kronu linguale yer değiştirdiği sırada bu dişlere komşu sağ ve sol lateral dişler de birbirine yanaştığından ve lateral lüksasyon sonucu yer değiştiren dişlerin yerini kapatması sebebiyle (Resim 3) alt santral keser dişler olması gereken yerlerine doğru repoze edilememiş ve oldukları yerde esnek retainer teli ile splintlenmişlerdir. Esnek splint, lateral lüksasyona eşlik eden

ekstrüzyon durumunda güncel olarak kullanılmaktadır.²⁰ Ortodontik tedavi görmeyen dişlerde travma sonrası splintleme gerektiren kök kırığı, alveoler kırık için splint dişlerde kalma süresinin 4 hafta - 4 ay, sublüksasyon, ekstrüzyon lüksasyon için 2 hafta, lateral lüksasyon için 4 hafta, intrüzyon lüksasyon için ise 4-8 hafta olması gerektiği bildirilmiş ve esnek splint kullanımı önerilmiştir.²⁰ Ancak bu raporda bahsedilen vaka, sabit ortodontik tedavi gören bir vakadır. Bu vaka raporunda ilk 4 hafta hiçbir dişe aktif kuvvet uygulanmamış, travma görmüş dişler esnek tel ile splintlenmiş, yanında bulunan dişler ise kalın kesitli NiTi ark teli ile yerinde tutulmuştur. Bu esnada alt santral kesici dişlerin yeri pasif açık coil spring ile tutulmuştur. Dört hafta sonra ise travma görmüş dişlerdeki esnek tele dokunulmadan yandaki dişlere aktif kuvvet uygulanmaya başlanmıştır. Yandaki dişlere aktif kuvvet uygulanması ve travma görmüş dişlerin aktif dil kuvvetlerinin altında olması sebebiyle esnek splint travma görmüş dişlerden bekleme süresi boyunca çıkartılamamıştır.

Lateral lüksasyon görülen hastalarda travmanın ciddiyetine göre travma görmüş dişlerde ortodontik tedaviye 3 ila 12 ay 'dan önce başlanmaması gerektiği aksi halde ankilozla karşılaşılabilmesi belirtilmiştir.⁷ Bu nedenle hastamızda travma görmüş olan dişlerine ortodontik kuvvet uygulanması yedi ay süre ile durdurulmuş ve dişler ve pulpal durumları bu süreçte izlenmiştir.

Dental travmadan yedi ay sonra mandibuler santral kesici dişlerin lingualine yapılan esnek splint dikkatli bir şekilde sökülmüştür. Yapılan vitalite testi pozitif yanıt vermiş, kanal tedavisi yapılmasından vazgeçilmiştir. Bu durum travma sonucu lateral lüksasyona eşlik eden ekstrüzyon vakalarında endodontik tedavinin zamanlaması ile ilgili acele edilmemesi gerekliliğini göstermektedir. Alt santral kesici dişlere açık coil spring ile yeteri miktarda yer açıldıktan sonra bu dişler en ince ark teli ile seviyelenmeye başlanmıştır.

Mandibuler santral keserlerin olması gereken konuma hareket ettirilmesi sırasında hafif kuvvetler tercih edilir.⁵ Ark teli seçiminde ilk tercih sıklıkla 0.012 inç NiTi ark teli olmaktadır.⁶ Dişlerin 7 aylık bekleme süresi sonrasında ankiloz olması ihtimaline ve aktif ortodontik kuvvet uygulaması ile hareket etmemesi ihtimaline karşı alternatif yaklaşımlar cerrahi lüksasyon, cerrahi repozisyon ya da alveoler distraksiyon olabilir.²¹ Ancak bu vaka raporunda sunulan vakanın alt santral kesici dişleri 7 aylık süreç sonrası 0.012 inç NiTi ark teli uygulanması ile hareket etmiştir. Ardından ark teli 5 haftada bir kalınlaştırılmıştır. Genellikle travma görmüş dişlere uygulanacak aktif ortodontik kuvvetin süresinin kısa, şiddetinin ise az olması tercih edilmektedir.^{5,6} Bunun sebebi ortodontik kuvvet uygulaması öncesi

dental travma gören dişlerde ortodontik tedavi sonunda kök rezorpsiyonu, pulpa obliterasyonu ve nekrozu riskinin olmasıdır.^{7,22}

Bu vaka raporunda sunulan vakada mandibuler santral kesici dişlere travma sonrası hafif kuvvetler uygulanarak yapılan sabit ortodontik tedavi, ideal okluzyonun elde edilmesi ile başarılı bir şekilde bitirilmiştir. Hastanın 12 ay sonraki kontrolünde de herhangi bir devitalizasyon veya kök rezorpsiyonu tespit edilmemiş ancak alınan periapikal radyografide kök kanallarında kısmi pulpa obliterasyonu gözlenmiştir (Resim 7). Vakanın alt keser dişlerinde ilerleyen zamanlarda oluşabilecek pulpal nekroz ve kök rezorpsiyonu ihtimali sebebiyle 6 aylık rutin kontrollerinin yapılmasına karar verilmiştir.

Aslında bu vakada travma meydana geldiğinde dişlerde braket ve ark telinin olması ve tedavisinin sıralama seviyelenmenin tamamlandığı ve kalın ark teline geçildiği bir zamanda olması avantajdır. Braketlere ligatürlü kalın ark teli belki de çarpmanın etkisi ile dişlerin kırılması ve/veya avülse olma ihtimalini azaltmış olabilir. Ortodontik tedavi sırasında dişlerin etrafındaki kemikte meydana gelen apozisyon ve rezorpsiyonlar dişlerin kökleri ile onu çevreleyen alveol kemiği arasında bir aralanma meydana getirmektedir. Bu da travmanın sebep olduğu ani ve şiddetli kuvvetin mevcut periodontal aralık genişliği sebebiyle dokuların esnemesine, diş ve çevre dokularda sebep olabileceği diş ve/veya kemik kırığı ihtimalinin azalmasına sebep olmuş olabilir; diş, alveol kemiği içerisinde az da olsa esnemiş olabilir. Ek olarak ortodontik tedavi sırasında kemik içindeki apozisyon ve rezorpsiyon olayları sırasında kemik ve dentin de aktif devam eden yapım-yıkım döngüsü, travma sonrası iyileşmenin de hızlı olmasını sağlamış olabilir.²³ Bekleme süresi sonrası uygulanan aktif ortodontik kuvvetin hem hafif hem de kısa süreli olması travma görmüş dişlerin sağlıklı olarak ağızda kalma süresini arttırabilir. Ancak yine de elde edilecek başarı dental travmanın şiddetine ve vakanın bireysel iyileşme cevabına bağlıdır. Travma tedavisi yapıldıktan sonra travma gören dişlerde sabit ortodontik tedavi ile elde edilecek tedavi sonucunun başarısı ve kalıcılığı, hem hasta hem de hekimin başarısı açısından önem taşımaktadır.

KAYNAKLAR

1. Glendor U. Epidemiology of traumatic dental injuries a 12 year review of the literature. *Dent Traumatol* 2008; 24: 603-11.
2. Lam R. Epidemiology and outcomes of traumatic dental injuries: a review of the literature. *Aust Dent J* 2016; 61: 4-20.
3. Schwartz-Arad D, Levin L, Ashkenazi M. Treatment options of untreatable traumatized anterior maxillary teeth for future use of dental implantation. *Implant Dent* 2004; 13: 11-9.
4. Poi WR, Cardoso Lde C, de Castro JC, Cintra LT, Gulinelli JL, de Lazari JA. Multidisciplinary treatment approach for crown fracture and crown root fracture a case report. *Dent Traumatol* 2007; 23: 51-5.
5. Owtad P, Shastry S, Papademetriou M, Park JH. Management Guidelines for Traumatically Injured Teeth during Orthodontic Treatment. *J Clin Pediatr Dent* 2015; 39: 292-6.
6. Bauss O, Röhling J, Meyer K, Kiliaridis S. Pulp vitality in teeth suffering trauma during orthodontic therapy. *Angle Orthod* 2009; 79: 166-71.
7. Kindelan SA, Day PF, Kindelan JD, Spencer JR, Duggal MS. Dental trauma: an overview of its influence on the management of orthodontic treatment. Part 1. *J Orthod* 2008; 35: 68-78.
8. Andreasen JO, Andreasen FM, Andersson L, eds. Text book and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth. Oxford, UK: Blackwell Publishing; 2007: 669–715.
9. Malmgren O, Malmgren B. Orthodontic management of the traumatized dentition. In: Andreasen JO, Andreasen FM, Andersson L, eds. Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth. Oxford, UK: Blackwell Publishing; 2007: 669–715.
10. Atack NE. The orthodontic implications of traumatized upper incisor teeth. *Dent Update* 1999; 26: 432-7.
11. Bauss O, Röhling J, Sadat-Khonsari R, Kiliaridis S. Influence of orthodontics intrusion on pulpal vitality of previously traumatized maxillary permanent incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 12-7.
12. Mendoza A, Solano E, Segura-Egea JJ. Treatment and orthodontic movement of a root-fractured maxillary central incisor with an immature apex: 10-year follow-up. *Int Endod J* 2010; 43: 1162-70.
13. Lee R, Barrett EJ, Kenny DJ. Clinical outcomes for permanent incisor luxations in a pediatric population. II. Extrusions. *Dent Traumatol* 2003; 19: 274-9.
14. Erdemir A, Ungor M, Erdemir EO. Orthodontic movement of a horizontally fractured tooth: a case report. *Dent Traumatol* 2005; 21: 160-4.
15. Linge L, Linge BO. Patient characteristics and treatment variables associated with apical root resorption during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 99: 35-43.
16. Forsberg CM, Tedestam G. Etiological and predisposing factors related to traumatic injuries to permanent teeth. *Swed Dent J* 1993; 17: 183-90.
17. Crain EF, Gershel JC, editors. *Clinical Manual of Emergency Pediatrics*. 5th ed. Cambridge University Press, December 2010.
18. Zaragoza AA, Catalá M, Colmena ML, Valdemoro C. Dental trauma in school children six to twelve years of age. *ASDC J Dent Child* 1998; 65: 492-4.
19. Gopikrishna V, Pradeep G, Venkateshbabu N. Assessment of pulp vitality: are view. *Int J Paediatr Dent* 2009; 19: 3-15.
20. Diangelis AJ, Andreasen JO, Ebeleseder KA, Kenny DJ, Trope M, Sigurdsson A, et al. International Association of Dental Traumatology. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 1. Fractures and luxations of permanent teeth. *Dent Traumatol* 2012; 28: 2-12.
21. Şenışık NE, Akalın Y. Dental Ankylosis: Treatment Options. *EÜ Diş Hek Fak Derg* 2016; 37: 75-87
22. Kugel B, Zeh D, Mussig E. Incisor trauma and the planning of orthodontic treatment. *J Orofac Orthop* 2006; 67: 48-57.
23. Iino S, Sakoda S, Ito G, Nishimori T, Ikeda T, Miyawaki S. Acceleration of orthodontic tooth movement by alveolar corticotomy in the dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 448-8.

Yazışma Adresi:

Dt. Filiz Aydoğan
 Süleyman Demirel Üniversitesi
 Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti AD
 Isparta, Türkiye
 Tel : +90 246 211 33 53
 Faks : +90 246 237 06 07

Okluzal çürük teşhis yöntemlerine güncel bakış

Merve Gürses^a, Nimet Ünlü^b

Selçuk Dent J, 2017; 4: 153-161 (Doi: 10.15311/selcukdentj.305445)

Başvuru Tarihi: 10 Mart 2017
Yayına Kabul Tarihi: 11 Nisan 2017

ÖZ

Okluzal çürük teşhis yöntemlerine güncel bakış

Çürüğün erken teşhisi, uygun tedavi planının oluşturulması ve diş dokusundaki kaybin azaltılabilmesi için temel esastır. Pit ve fissür sistemleriyle karakterize olan okluzal yüzeyler çürüğe yatkın bölgelerdir. Bu yüzeylerdeki başlangıç lezyonların teşhisi oldukça önemlidir. Geleneksel olarak okluzal yüzeylerde çürük teşhisi dental ayna ve sond kullanılarak yapılmaktadır. Fakat; fissür morfolojisindeki çeşitlilik, sondun keskinliği ve hekimin sondu uygulama basıncı gibi etkenler objektif sonuçlar elde edilmesini engellemektedir. Klinik gözlem ile birlikte bite-wing radyografinin kullanılması okluzal yüzeylerin teşhisinde olumlu sonuçlar vermiştir. Fakat bu yöntem, subjektif olduğundan bazı kısıtlamalar mevcuttur. Teknolojinin gelişmesi ile birlikte birçok yeni metod geliştirilmiştir. Bu derlemede güncel çürük teşhis yöntemleri ile ilgili yapılmış çeşitli çalışmalar ve sonuçları karşılaştırmalı olarak sunulmuştur.

ANAHTAR KELİMELELER

Çürük teşhis cihazı, DIAGNOdent, ICDAS, okluzal çürük

ABSTRACT

Current overview to occlusal caries detection

Early detection of caries is the basic principle in order to reduce the loss of tooth structure and the creation of appropriate treatment plan. Occlusal surfaces that characterize with pit and fissure systems are decaying areas. The diagnosis of the initial lesions on these surfaces is very important. Traditionally, the diagnosis of caries in occlusal surfaces is made by using dental mirror and sond. But; diversity in the fissure morphology, probe's edge, probe application pressure of physician and various other factors prevents to obtain objective results. Caries diagnosis is performed mainly by means of radiography in addition to clinical observations. But this method has some restrictions because subjectively. Many new methods have been developed in conjunction with the development of technology. In this review, various studies and results about current caries diagnosis methods are presented comparatively.

KEYWORDS

Caries diagnostic devices, DIAGNOdent, ICDAS, Occlusal caries

Diş çürüğü; etiolojisinde birçok faktörün rol oynadığı, dünyada en yaygın görülen kronik hastalıklardan biridir. Gelişmiş ülkelerde diş çürüğü, okul çağı çocuklarının %60-90'ını etkilerken yetişkinlerde de büyük oranda diş çürüğü görüldüğü rapor edilmiştir.¹

Çürük oluşumu, bakterilerin ağız içerisinde kolonizasyonu, bu ortamda çoğalması ve zaman içerisinde diyet ve konak faktörleri ile etkileşime girmesi sonucu dişin sert dokularında çözünme ve demineralizasyonun meydana geldiği dinamik bir süreçtir. Çürüğün oluşabilmesi için duyarlı bir konak ile karyojenik ağız florası ve karyojenik gıdaların yeterli süre bir arada bulunması gerektiği görüşü genel olarak kabul edilmektedir.² Ancak bireyin tükürük özellikleri ve diyet alışkanlıkları, flor alımı gibi ikincil pek çok faktör de çürük oluşumu üzerinde etkilidir. Bu nedenle, bireylerin çürük oluşumu ve gelişimi konusunda bilinçlendirilmeleri önem taşımaktadır.³

Son 20 yıl içinde, florür içerikli maddelerin kullanımının artması ile çoğu Avrupa ülkesinde, diş çürüğü görülme

sıklığının arttığı bildirilmiştir. Florür kullanımı ile birlikte mine dokusu daha dirençli bir yapı kazanırken; minenin yüzey altı tabakasına diğer mineral iyonlarının geçişi azalır. Bu durum, okluzal çürük lezyonlarının görsel muayene ile teşhis edilmesini zorlaştırmaktadır.^{4, 5}

Okluzal çürük tespitinin önemi

Diş çürüğü, genellikle yavaş ilerlemesine rağmen, tedavi edilmediği durumlarda ağrı, enfeksiyon ve diş kayıplarına kadar sebep olabilen ciddi bir sağlık sorunudur.⁶ Günümüzde modern diş hekimliğinin çürük tedavisi ile ilgili bakış açısı, kavite açıp restorasyon yapmaktan ziyade erken teşhis ile birlikte koruyucu uygulamalar ve minimal invaziv tedaviler uygulanması yönündedir.⁷ Bu nedenle, çürüğün erken ve doğru teşhisi uygulanacak tedavi prosedürünün belirlenmesi açısından oldukça önemli bir basamaktır. Örneğin; okluzal çürük lezyonlarının başlangıç düzeyinde teşhis edilmesi aproksimal yüzeylerde çürüğün başlamasını önleyebilmektedir.⁸

^a Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Konya

^b Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Konya

Okluzal yüzeylerde çürüğe yatkınlık

Dişlerin okluzal yüzeylerindeki pit ve fissürler, bakteri birikintilerinin fonksiyonel veya mekanik aşınma etkilerine (çiğneme, sürtünme veya diş fırçası, diş ipi, kurdan gibi cisimlerle aşınma) karşı en iyi korunabildikleri yer olmanın yanında ideal bir biofilm tutunma alanıdır. Ayrıca, fissürlerin morfolojisi çoğunlukla fissür tabanının iyi bir şekilde temizlenebilmesini engellemektedir. Derin ve dar fissürlerin, tükürüğün temizleyici etkisinden yeterince yararlanamaması, besin artığı ve bakterilerin daha fazla birikmesi, fırçalamanın bu bölgelerde etkinliğinin az olması ve fissür tabanının mine-dentin sınırına daha yakın olması gibi nedenlerle bu bölgelerde diş çürüğünün görülme sıklığı oldukça yüksektir.⁹

Çürük teşhis yöntemleri

Hastalardan alınan detaylı bir anamnez ile birlikte, ilgili dişin klinik olarak değerlendirilmesi ve bu amaçla teşhise yardımcı araç ve yöntemlerin kullanılması çürük teşhisinde önemli basamaklardır. Bu amaçla diş hekimliğinde birçok teşhis yöntemi kullanılmaktadır. Dişe uygulanacak olan tedavi yaklaşımının koruyucu, girişimsel olmayan ya da minimal girişimsel olarak belirlenebilmesi için erken ve doğru bir şekilde teşhis konulması oldukça önemlidir.¹⁰

Geleneksel çürük teşhis yöntemleri

Çürük teşhisinde geleneksel yöntem, birincil olarak görsel muayene ve dokunma hissinin subjektif değerlendirilmesi ve bu yöntemin radyografilerle desteklenmesiyle yapılmaktadır. Uzun yıllardır dental sond ve bitewing radyografiler yardımıyla, renk, yüzey pürüzlülüğü ve lokasyon değerlendirilerek, klinisyen çürüğün var veya yok olduğunu subjektif olarak yapmaktadır.¹¹ Bu yöntemler genellikle düşük sensitivite ve yüksek spesifite göstermektedir ve bu durum lezyonların büyük çoğunluğunun gözden kaçırılmasına neden olmaktadır.¹²

Gözle muayene

Okluzal çürük teşhisinde klinikte ilk olarak ayna ve sondla muayene yapılarak diş değerlendirilir.¹³ Muayeneyi etkin bir şekilde yapabilmek için dişin temiz, tamamen kurutulmuş ve iyi aydınlatılmış olması esastır. Muayenede öncelikli olarak; doku bütünlüğü, şeffaflık/opaklık, lokasyon ve renk gibi yüzey özellikleri subjektif bir şekilde yorumlanır.¹⁴

Gözle ve sondla muayene işleminde standardizasyon sağlanması için farklı sınıflandırmalar kullanılmaktadır.^{15, 16, 17}

Bunlar;

- Nyvad
- Uluslararası Görsel Skorlama Sistemi (Universal Visual Scoring System, UniVISS)
- Uluslararası Çürük Teşhis ve Değerlendirme Sistemi (International Caries Detection and Assessment System, ICDAS)

Her bir sınıflandırmanın farklı skorlama kriterleri olmasına rağmen, tüm sınıflandırmaların temel amacı uluslararası anlamda kabul gören değerlendirme ölçütleri oluşturmak ve klinisyenlere, epidemiyologlara ve araştırmacılara kanıta dayalı bir çürük tespit olanağı sunmaktır.¹⁸

Erken ya da ilerlemiş çürük lezyonlarının görsel ve dokusal değerlendirilmesinde Nyvad sistemi güvenilir bir metottur. Bu sisteme göre, muayene sadece yüzeyin klinik özelliklerine (renk, opaklık, kavite varlığı) göre yapılır ve lezyonu inaktif ve aktif olarak sınıflandırır.¹⁵

Ekstrand ve arkadaşları 1997 yılında, kullanılan diğer sistemlerin en iyi özelliklerini birleştirerek çürük tespitinde ICDAS denilen sistemi geliştirmişlerdir. 2005'te ise ICDAS kriterlerinin lezyon aktivitesi değerlendirmede eksiklikleri görülmüş ve modifiye edilerek ICDAS II oluşturulmuştur.¹⁸

İlk olarak plakla kaplı dişte kullanıma geçen ve keskin uçlu bir sond kullanılarak değerlendirme yapılan Nyvad sisteminden farklı olarak ICDAS II; temiz, üzerinde plak olmayan diş yüzeylerinde hem kuru hem de nemli koşullarda, yuvarlak uçlu bir sond ile değerlendirme yapılmasına olanak sağlayan bir sistemdir.¹⁹

Eskiden bu güne kadar kullanılan sistemlerin eksikliklerini gidermek, çürük tespitindeki yeni ihtiyaçları karşılamak amacıyla geliştirilen bir diğer sistemde UniVISS görsel skorlama sistemidir. Histolojik kesitle kıyaslanarak yapılan çalışmalarda UniVISS'in gelecek için ümit verici bir çürük teşhis yöntemi olabileceği bildirilmiştir.²⁰

Radyolojik muayene

Görsel muayene yöntemi, düz yüzeylerde kavite oluşturmuş lezyonların teşhisinde etkin olmasına karşın, ara yüzeylerde özellikle kontak noktası altında kalan ve okluzal yüzeylerde kaviteyi oluşturmamış çürüklerin teşhisinde yetersiz kalmaktadır. Radyografik değerlendirme, görsel muayeneyi desteklemek ve şüphelenilen bölgelerin radyografi üzerinden değerlendirilmesini sağlamak amacıyla çürük teşhisinde kullanılmaktadır.¹⁰

Radyografik görüntüleme, çürüğün ilerlemesiyle birlikte mine ve dentinde ortaya çıkan mineral kaybının x-ışınlarının geçişine izin vermesi (atenüasyonun azalması) esasına dayanır. Çürüğün doğru teşhisi, ışınlama parametreleri, çekim tekniği, banyo işlemleri,

görüntüleme sistemi ve filmi çeken teknisyen ya da hekimin tecrübesi gibi birçok faktörle ilişkilidir.^{21, 22}

Okluzal yüzeylerdeki başlangıç çürüklerinin doğru teşhisinde, radyografik değerlendirmenin görsel muayene ile birlikte kullanımı önerilmektedir.²³ Bite-wing radyografi (ısırtma yöntemi), ara yüz çürüklerinin erken dönem teşhisinde oldukça etkili bir yöntem iken; erken dönem okluzal çürüklerin teşhisinde tüberkül tepelerindeki sağlıklı minenin superpozisyonu nedeniyle bu radyograflerin teşhis etkinliğinin sınırlı olduğu bildirilmiştir.^{24, 25, 26}

Başlangıç okluzal çürük lezyonlarının tespitinin radyografya yapılabilmesi için yaklaşık %30-40 mineral kaybının oluşması gerekmektedir.²⁷ Bununla birlikte, hastanın x-ışınına maruz kalması, tekniğin değerlendirilmesinin hekimden hekime farklılık göstermesi ve optik illüzyon adı verilen görüntülerin çürükle karıştırılabilmesi radyografik yöntemin dezavantajlarından biridir.²⁸

Güncel çürük teşhis yöntemleri

Çürük teşhis yöntemleri, çürüğün erken dönemlerde ortaya çıkarılmasını sağlayarak demineralizasyondan kaviteye giden aşamaların ortadan kaldırılmasını amaçlar. Fakat bilinen çürük teşhis metodlarından hiçbirisi geri dönme imkânı olan dinamik diş çürüğünü tanımlamakta tek başına yeterli değildir. Teknolojik gelişmelerle birlikte hekimlerin kullanımına sunulan yeni metod ve cihazlar ile diş sert dokularındaki ufak değişikliklerin görülmesi sağlanarak, önleyici ve durdurucu tedbirler sayesinde invaziv restorasyon miktarının azaltılması hedeflenmiştir.²⁹

Fiber optik transillüminasyon (FOTI) yöntemi

Bu yöntemde ışık kaynağından gelen yüksek yoğunluklu beyaz ışık, çapı 0.5 mm olan fiber optik uç yardımıyla dişin bukkal veya lingual yüzeyine uygulanır. FOTI sistemi sağlam diş dokusunun ve mineral yoğunluğu değişmiş çürük lezyonlarının farklı ışık kırma özelliklerini kullanır. Yüzey okluzal açıdan incelenerek mine ve dentindeki demineralizasyona bağlı görülen koyu gölgelere göre erken mine ve dentin lezyonları saptanır.³⁰ Özellikle ara yüz çürüklerinin teşhisinde oldukça etkin olan bu yöntemin, mine çatlaklarının değerlendirilmesinde de başarılı olarak kullanılabileceği bildirilmektedir.³¹

FOTI özellikle basit bir yöntem olmasına karşın subjektif olması, görüntünün kaydedilememesi, veri çıktısı alınamaması, tecrübe ve dikkatli inceleme gerektirmesi gibi dezavantajları sebebiyle, dijital görüntülemeyle birlikte uygulanan DIFOTI yöntemi geliştirilmiştir.³² DIFOTI sisteminde görüntüler bir dijital CCD kamera ile sağlanır.³³ CCD kullanımı, anlık görüntülerin projeksiyonunu sağladığı için, zaman içindeki farklı muayenelerdeki değişikliklerin kıyaslanmasına olanak sağlar. Ancak bu sistemde görüntüleri analiz eden bir

yazılım olmadığından, değerlendirme muayene eden kişi tarafından yapılır.³² Çürük teşhisinde radyografi ve görsel muayene ile birlikte kullanılarak duyarlılığının artırılabilmesi belirtilmiştir.^{33,34}

Kantitatif ışık etkili floresans (QLF) yöntemi

QLF yöntemi, görünür ışık sistemi kullanılarak diş sert dokularında demineralizasyon sebebiyle değişen floresans özelliklerin değerlendirildiği teşhis yöntemidir. Işığın dağıtılması, saçılması prensibinin mineral kaybıyla ilişkisini kullanarak, çürük lezyonunun ölçümünde kullanılır.

Diş sert dokusunun autofloresan adı verilen kendi doğal floresansı vardır. QLF ile dişin sert dokularından kaynaklanan yeşil floresans ve diş kaynaklı olan kırmızı floresans meydana gelir. Dişin mineral yapısındaki değişikliklerle birlikte doğal floresans miktarında azalma gözlenir.³⁵

Yöntemde ışık kaynağı olarak, 404 nm dalga boyunda mavi ışık oluşturan bir optik filtreleme sistemi ya da 488 nm dalga boyunda mavi-yeşil ışık oluşturan argon lazer kullanılarak diş yüzeyi aydınlatılır.^{36, 37} Işık spektrumunda sarı bölgeye denk gelen minenin floresansı yüksek geçişli sarı filtreden geçirilir ve elde edilen veriler bilgisayara aktararak dijital bir görüntü oluşturulur.^{38, 39} Sağlam ve demineralize dokular arasındaki floresans farklılıkları bilgisayar programında değerlendirilir. Diş yapısında bulunan floresans, demineralizasyon ile azalır ve QLF ile görülen çürük lezyonun floresansı, dişin sağlam dokularındaki değerlerden daha düşüktür. Bu yüzden demineralize sahalarda QLF ile karanlık bölgeler olarak görünür.³⁵

QLF sadece mine demineralizasyonlarını ayırt edebilirken çürük, hipoplazi veya anatomik özellikler arasındaki farkı ayırt edemez.⁴⁰ QLF minedeki lezyonlarla dentine nüfuz etmiş lezyonlar arasındaki farkı ayırt etmek için geliştirilmemiştir. Yapılan çalışmalar dentindeki floresansın, dentin demineralizasyonu ile ilgili olmadığını göstermiştir. Dolayısıyla bu metod dentin demineralizasyonunu ölçmek için uygun değildir.⁴¹

Lazer floresans yöntemi (DIAGNOdent, DIAGNOdent pen)

Geleneksel yöntemlerin eksikliklerini gidermek amacıyla farklı prensiplerde çalışan birçok çürük teşhis yöntemi geliştirilmiştir. Güncel ve girişimsel olmayan çürük teşhis yöntemleri arasında en çok kullanılan yöntem ise floresans yöntemidir.⁴² Bu yöntemin çalışma prensibi, çürük lezyonunun çevre sağlam dokuya göre lazer ışığını farklı absorbe etmesi ve saçmasıdır. Amaç okluzal çürüklerin saptanması ve nicel olarak ölçülmesidir.⁴³

Lazer floresan prensibi ile çalışan, klinik olarak yaygın kullanılan cihazlardan biri de DIAGNOdent'tir (KaVo, Biebrach, Almanya). X ışını içermemesi, klinik ve radyografik olarak teşhisi zor olan fissür bölgesinde erken çürük tespitine imkan vermesi, girişimsel olmaması ve tekrarlanabilme özelliği olması, ağrısız teşhisin hastanın hekime güvenini artırması sistemin avantajlarıdır.⁴⁴ Ancak bununla birlikte, pahalı olması, ekspoze pulpalı ileri dentin çürüklerinde ayırıcı tanı yapamaması, restorasyonlu ve restorasyona komşu dişlerde ve sekonder çürük teşhisinde başarısız olması, plak ya da diş taşı varlığına oldukça hassas olup dikkat edilmezse mine veya dentin yapısında değişiklik varmış gibi sinyal verebilmesi (yani yanlış pozitif değer) dezavantajlarıdır. Ayrıca çürük doku dışındaki renklemelerin de floresans sinyaline sebep olması hala çözüm bekleyen bir sorundur.^{45, 46, 47}

Çürüğün diş dokusunda neden olduğu değişikliklerle birlikte, belirli dalga boyunda ışık uygulandığında, çürüklü dokuların ışığı yansıtma özelliği sağlıklı dokulardan daha yüksek olur. DIAGNOdent cihazında 655 nm dalga boyundaki kırmızı diod lazer ışını, fiber demetinden geçerek özel uç ile dişin okluzal yüzeyine taşınır. Diş tarafından absorbe edilen ışın, floresans fotonları olarak geri yansır. Ana fiberin çevresine saçılan ışığı emebilen bir filtre yerleştirilmiştir. Filtreden geçen floresans sinyalleri toplanır ve bir fotodiyod tarafından sayısal olarak ölçülerek monitöre ulaştırılır. Geri toplanan floresans ışınının yoğunluğu lezyon derinliği ile doğru orantılıdır. Bu sistem, sağlıklı standart mine göz önüne alınarak kalibre edilmiştir.⁴³

DIAGNOdent sisteminde iki tip fiber optik uç kullanılır: konik olan ucu okluzal yüzeyler için, düz ucu ise düz yüzeyler içindir. Bu sistemde diş yüzeyinin temiz olması gereklidir. Diş dokusu yüzeyindeki tartar ve renklemeler hatalı değer oluşmasına neden olabilir. Farklı diş renklerinden ve anatomik yapılarından dolayı hastaların tüm dişleri aynı şekilde kalibre edilemez, bu nedenlerle çürük teşhisinde şüpheli alanlardan elde edilen maksimum değerler kaydedilmeli ve tekrar değerlendirilmede referans olarak kullanılmalıdır.⁴⁶ Sonuçta, cihazın dijital ekranında görüntülenen ve çürüğün derinliğiyle doğru orantılı olarak 0 ile 99 arasında değişen sayısal bir değer elde edilmektedir.^{48, 49, 50}

DIAGNOdent cihazının bazı özellikleri geliştirilerek aynı çalışma prensibine sahip DIAGNOdent Pen cihazı (KaVo, Biebrach, Almanya) üretilmiştir (Resim 1). DIAGNOdent cihazından farklı olarak, dişe uygulanan başlığının çapı küçültülerek ve dönme hareketi yapması sağlanarak fissürlere ve ara yüzlere cihaz başlığının daha kolay erişim sağlanması amaçlanmıştır.^{51,52} Konik ve silindirik olmak üzere 2 adet safir uç içermektedir. Konik uç aproksimal yüzlerde, silindirik şeklindeki düz ucu ise okluzal çürüklerde kullanılır. Ayrıca DIAGNOdent Pen, DIAGNOdent cihazına göre daha hafiftir ve küçültülen boyutu sayesinde klinik olarak kullanımı daha kolaydır.^{53, 21}



Resim 1.
DIAGNOdent pen

LED (Light Emitting Diode) çürük teşhis yöntemi

LED esaslı Caries ID (Resim 2) cihazı geliştirilmiş en yeni çürük teşhis cihazlarından biridir. Yöntem, LED (light emitting diode) ışığının diş dokusunda yansıtılması ve kırılması esasına dayanır. Kolay kullanımı, objektif olması ve elle taşınabilir oluşu ile iddialı olan cihaz, okluzal ve aproksimal çürüklerin değerlendirilmesinde kullanılır.^{3, 38}



Resim 2.
Caries ID

Mine dokusunda minarel kaybıyla birlikte translusent yapıda bozulma meydana gelir. Sağlam diş dokusuna göre optik özellikleri farklılık gösterir. LED esaslı cihaz, fiber optik ucu aracılığıyla diş dokusunun ışığı yansıtması ve kırılması anını yakalayıp elektrik sinyallerine çevirir ve bu değerler analiz edilerek çürük varlığı ya da yokluğuna karar verilir. Işığın yeşilden kırmızıya dönmesi ve sinyal sesinin sayıca artışı çürük varlığını düşündürür.^{38, 54}

Elektriksel iletkenlik ölçüm yöntemi (ECM)

ECM yöntemi, çürükle oluşan demineralizasyon nedeniyle dokularda meydana gelen iletkenlik değişiminin ölçülmesi esasıyla çalışan bir teşhis yöntemidir. Sağlam diş dokusu oldukça iyi yalıtkan özellik gösterir. Bununla birlikte, diş yüzeyinde

bozulma gözlenmesede demineralizasyon ile birlikte diş dokusunun elektriksel iletkenlik özelliği değişir. Yöntem, fissürlerdeki bir bölgenin ya da okluzal yüzeyin tamamının dişin uzun aksı doğrultusunda hava ile kurutulması ve diş yüzeyinin direncinin ölçülmesi prensibiyle çalışmaktadır. Elektriksel iletkenlik ölçümleri pit ve fissürlerdeki mine çürüklerinin iletkenliğindeki artış kullanılarak yapılır.⁵⁵

ECM kullanılarak yapılan çalışmalarda kabul edilebilir sonuçlar elde edilmiştir. Okluzal yüzeylerde duyarlılığının yüksek olduğu in vivo ve in vitro çalışmalarla bildirilmiştir.⁵⁶

Alternatif akım impedans spektroskopisi yöntemi

Teknolojik gelişmelerle birlikte çürük tespiti için geliştirilen invaziv olmayan yöntemlerden biri de alternatif akım impedans spektroskopisi olarak bilinen ölçüm yöntemidir. Sağlam mine dokusu iyi bir yalıtkan özellik gösterir. Çürük oluşumu ile mineral yapısı değişen dokunun iletkenlik özelliği sağlam dokudan farklılık gösterir. Bu yöntem de, diş yüzeyine düşük voltajda akımın doğrudan uygulaması ile mineral yoğunluğundaki değişimin değerlendirilmesi temeline dayanmaktadır.⁵⁷ Erken teşhise yardımcı olan bu yöntem ICDAS sınıflandırmasına göre kavitasyon oluşturmamış çürüklerin teşhisinde kullanılmaktadır. Bu yöntem ile gözle görülemeyen başlangıç lezyonlarının ve dentine ilerleyen mineyle maskelenmiş çürüklerin daha doğru tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Diş yüzeyleri ölçüm yapılmadan önce plak ve diş taşı gibi artıklardan temizlenmiş ve kurutulmuş olmalıdır. Cihaz şarj edilebilir ve taşınabilir formdadır ve dişe uygulanan uç kısmında kümelenmiş sensörler bulunmaktadır. Elektrik iletiminin sağlanması için devrenin tamamlanması amacıyla ağza yerleştirilen bir dudak kancası bulunmaktadır. Sensör, dişe 3 ile 5 saniye arasında uygulanmaktadır. Yapılan ölçüm sonrası, cihaz üzerinde hem 0 - 100 arasında değişen bir sayısal değer hem de kırmızı, sarı ve yeşil LED ışık kaynaklı renk piramidi üzerinde çürük yayılımına bağlı olarak değişen renk değişimi elde edilmektedir. Cihaz üzerinde bulunan renk piramidinde, 0 - 50 arasındaki değerlerde yeşilden sarıya doğru, 51 - 90 arasındaki değerlerde sarıdan kırmızıya doğru ve 91 - 100 arası değerlerde kırmızı olarak gözlem yapılmaktadır. CarieScan Pro (CarieScan Ltd, Dundee, İskoçya) bu yöntem ile çalışan bir cihazdır (Resim 3). Posterior okluzal yüzeylerdeki dentin lezyonlarının saptanması için geliştirilen bu cihaz ile ilgili klinik çalışmalar oldukça azdır. Bununla birlikte süt dişlerinde kullanılamama, ara yüzeylerde ve kök çürüklerini tespit edememe,

ikincil çürüklerinin ayırt edilememesi gibi dezavantajları da mevcuttur.³



Resim 3.

CarieScan Pro

Optical coherence tomography (OCT) yöntemi

Optik koherens tomografi, biyolojik yapıların kesitsel olarak incelenmesini sağlayan non-invaziv bir görüntüleme tekniğidir. Diş hekimliğinde kullanım alanı, diş dokusunun remineralizasyon-demineralizasyon derecelerinin değerlendirilmesidir.^{58, 59} 840-1310 nm dalga boyunda ışık kullanılmaktadır. Bu yöntem ile dentinde 0,6- 2mm'lik görüntü elde edilirken, daha saydam bir doku olan minede daha derin bir görüntüleme elde edilmektedir. Yapılan çalışmalarda, çekilmiş dişlerde başlangıç mine lezyonlarının ve kök çürüklerinin bu yöntem ile saptanabildiği ifade edilmiştir.^{60, 61, 62}

Diğer pek çok yöntemde olduğu gibi doğru bir teşhis yapılabilmesi için işlem öncesi diş yüzeyleri temizlenmelidir. Bu yöntem ile ilgili çeşitli in vitro çalışmalar mevcuttur. Bunun yanında sistemin klinikte kullanılabilmesi için yeterli sayıda in vivo çalışma yapılmamıştır.^{62, 63}

Mikro bilgisayarlı tomografi (Micro-CT) yöntemi

Bilgisayarlı tomografi cihazının çalışma prensibiyle çalışan bir yöntemdir. X-ışınlarını kullanarak dişin kesitsel görüntüleri oluşturulur ve bu kesit görüntüleri bilgisayar ortamında uygun yazılımlar aracılığı ile işlenerek, taraması yapılan dişin üç boyutlu modeli dijital ortamda oluşturulur. Elde edilen kesitsel görüntüler sayesinde radyografide karşılaşılan görüntü çakışması (süperpozisyon) probleminin önüne geçilmiştir.^{64, 65} Micro-CT yöntemi, çürük tespiti yapılırken çok sayıda kesit elde edilmesine olanak sağlar. Bu yöntemle,

çürüğün yeri ve genişliği hakkında daha güvenilir sonuçlara ulaşıldığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir.⁶⁶

Altın standart

Yeni bir teşhis sistemini değerlendirebilmek için prensip olarak altın standart gibi doğruluğu kabul edilmiş bir test sonucuna ait bilgiler kullanılarak hastalığa sahip belli sayıdaki bireylerin saptanması gereklidir. Altın standart; hastalığı kesinlikle ortaya çıkardığı ve tanımladığı düşünülen herhangi bir teşhis yöntemidir. Bununla beraber altın standart konusunda bazı sınırlamalar mevcuttur.⁶⁷

1. Teknik açıdan zorluğu, pahalı olması ve pratik olmaması gibi dezavantajları vardır.
2. Değerlendirilecek olan yeni teşhis sisteminin var olan altın standarttan daha doğru bir sonuç verebilecek nitelikte olması alınacak sonuçta normalden sapmaya neden olacaktır.

Laboratuvar çalışmalarında, çürük teşhis yöntemlerinin değerlendirme ölçütlerine göre kıyaslanabilmesi için altın standart olarak kabul edilen bazı metotlar ise şunlardır;

1. Boya uygulamaksızın kesit alarak stereomikroskop altında inceleme,
2. Rhodamin B ile boyama yapıp, kesit alındıktan sonra stereomikroskop altında inceleme,
3. Basik fuksin/asetik asit ile boyama yapıp kesit aldıktan sonra stereomikroskop altında inceleme,
4. Mikroradyografi
5. Mikrosertlik ölçümü,
6. Polarize ışık mikroskobu altında incelemedir.⁶⁸

Bu yöntemler ile gerçek lezyon derinliği ve mineral kaybını tam olarak belirleyebilmek için her yöntemde değerlendirilecek kesitlerin farklı teknikler ve parametreler kullanılarak elde edildiği göz ardı edilmemelidir.³

Okluzal çürük teşhisinde en yaygın olarak kullanılan ve "altın standart" olarak kabul edilen yöntem, diş kesitlerinin histolojik olarak incelenmesidir.⁶⁹ Bu yöntemde, değerlendirilecek bölgeden ikiye ayrılarak elde edilen kesitler ya da ilgili bölgeden farklı kalınlıklarda hazırlanan (250-1000 µm) kesitler incelenmektedir.⁷⁰

SONUÇ

Çürük teşhis yöntemleri, çürüğün erken dönemlerde ortaya çıkarılmasını sağlayarak deminerilazasyondan kaviteye giden aşamaların ortadan kaldırılmasını amaçlar. Fakat, bilinen çürük teşhis metotlarından hiçbirisi geri dönme imkanı olan dinamik diş çürüğünü tanımlamakta tek başına yeterli değildir.

Hiç şüphesiz daha uygun teşhis yöntemlerinin geliştirilmesi ile diş sert dokularındaki ufak değişikliklerin görülmesi sağlanacak, önleyici ve durdurucu tedbirler sayesinde diş hekimliği restorasyondan uzaklaşacaktır.²⁹

KAYNAKLAR

1. Peterson PE, Bourgeois D, Ogawa H, Estupinan-Dat S, Ndiaye C. The global burden of oral diseases and risks to oral health. *Bull World Health Organ* 2005; 83(9): 661-9.
2. Balakrishnan M, Simmonds RS, Tagg JR. Dental caries is a preventable infectious disease. *Aust Dent J* 2000; 45(4): 235- 45.
3. Akgül S. Başlangıç Okluzal Çürük Lezyonlarında Farklı Teşhis Yöntemlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi: Gazi Üniversitesi 2015.
4. Thomas MF, Ricketts DN, Wilson RF. Occlusal Caries Diagnosis in Molar Teeth from Bitewing and Panoramic Radiographs. *Prim Dent Care* 2001; 8(2): 63-9.
5. Lagerweij MD & Ten Cate JM. Remineralisation of Enamel Lesions with Daily Applications of a High-Concentration Fluoride Gel and a Fluoriated Toothpaste: An In Situ Study. *Caries Res* 2002; 36(4): 270 –4.
6. Mortensen D, Dannemand K, Twetman S, Keller MK. Detection of non-cavitated occlusal caries with impedance spectroscopy and laser fluorescence: An in vitro study. *Open Dent J* 2014; 4(8) :28-32.
7. Pitts NB. Are we ready to move from operative or non-operative/preventive treatment of dental caries in clinical practice? *Caries Res* 2004; 38(3): 294-304.
8. Verdonscot EH, Angmar –Mansson B, Ten Bosch JJ, Deery CH, Huysmans MC, Pitts NB, Waller E. Developments in Caries Diagnosis and Their Relationship to Treatment Decisions and Quality of Care. *Caries Res* 1999; 33(1): 32-40.
9. Kidd EA, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *J Dent Res* 2004; 83(C): 35-8.
10. Fejerskov O, Kidd E. *Dental Caries and The Disease and It's Clinical Management*. Second ed. Oxford: Blackwell; 2003. p. 61-142.
11. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *Lancet* 2007; 369(9555): 51-9.
12. Bader JD, Shugars DA, Bonito AJ. A systematic review of the performance of methods for identifying carious lesions. *J Public Health Dent* 2002; 62(4): 201-13.
13. Akarsu S. Okluzal çürük teşhisinde kullanılan lazer floresan sisteminin etkinliğinin geleneksel yöntemlerle invivo olarak karşılaştırılması: Ondokuz Mayıs Üniversitesi; 2006.
14. Ekstrand KR, Ricketts DN, Kidd EA. Reproducibility and accuracy of three methods for assessment of demineralization depth of the occlusal surface: An in-vitro examination. *Caries Res* 1997; 31(3): 224-31.
15. Nyvad B, Machiulskine V, Baelum V. Reliability of a new caries diagnostic system differentiating between active and inactive caries lesions. *Caries Res* 1999; 33(4): 252-60.
16. Ismail AI, Sohn W, Tellez M, Amaya A, Sen A, Hasson H, Pitts NB. The international caries detection and assessment system (ICDAS): An integrated system for measuring dental caries. *Community Dent Oral Epidemiol* 2007; 35(3): 170-8.
17. Kühnisch J, Goddon I, Berger S, Senkel H, Bücher K, Oehme T, Hickel R, Heinrich Weltzien R. Development, methodology and potential of the new Universal Visual Scoring System (UniVISS) for caries detection and diagnosis. *Int J Environ Res Public Health* 2009; 6(9): 2500-9.
18. Ekstrand KR, Martignon S, Ricketts DJ, Qvist V. Detection and activity assessment of primary coronal caries lesions: A methodologic study. *Oper Dent* 2007; 32(3): 225-35.
19. Ismail AI, Commite CI. Rationale Evidence for the International Caries Detection and Assesment System (ICDAS). Stookey G, editor. *Proceedings of the Indiana Conference*. Indianapolis, Indiana; 2005. p. 161-222.
20. Anttonen V, Seppa L, Hausen H. A follow-Up Study of The Use of Diagnodent for Monitoring Fissure Caries in Children. *Community Dent Oral Epidemiol* 2004; 32(4): 312-8.
21. Kühnisch J, Bücher K, Hickel R. The intra/inter-examiner reprocibility of the new DIAGNOdent Pen on occlusal sites. *J Dent* 2007; 35(6): 509-12.
22. Rocha RO, Ardenghi TM, Oliveira LB, Rodrigues CR, Ciamponi AL. In vivo effectiveness of laser fluorescence compared to visual inspection and radiography for detection of occlusal caries in primary teeth. *Caries Res* 2003; 37(6): 437-41.
23. Pooterman JHG, Weerheijm KLŞ, Groen HJ, Kalsbeek H. Clinical and radiographic judgement of occlusal caries in adolescents. *Eur J Oral Sci* 2000; 108(2): 93-8.
24. Pitts NB. The diagnosis for dental caries I: diagnostic methods for assessing buccal, lingual and occlusal caries. *Dent Update* 1991; 18(9): 393-6.
25. Hintze H, Wenzel A, Jones C. In Vitro Comparison of D- and E- Speed Film Radiography, RVG, and Visualix Digital Radiography for the Detection of Enamel Approximal and Dental Occlusal Caries Lesions. *Caries Res* 1994; 28(5): 363-7.

26. Pitts NB. The use of bitewing radiographs in the management of dental caries: scientific and practical considerations. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25(1): 5-16.
27. White SC, Pharoah MJ. *Oral radiology: Principles and Interpretation*. Fifth ed. Toronto: Mosby 2004. p. 297-313.
28. Berber A. Başlangıç okluzal çürüklerin tedavisinde kullanılan iki farklı nanokompozitin klinik performanslarının değerlendirilmesi: iki yıllık takip: Hacettepe Üniversitesi; 2015.
29. Gündüz KÇ, Çelenek P. Çürük Tanısında Kullanılan Yeni Yöntemler. *CÜ Dişhek Fak Derg* 2003; 6(1): 43-9.
30. Mialhe FL, Pereira AC, Meneghim Mde C, Ambrosano GM, Pardi V. The relative diagnostic yields of clinical, FOTI and radiographic examinations for the detection of approximal caries in youngsters. *Indian J Dent Res* 2009; 20(2): 136-40.
31. Angmar-Mansson B, ten Bosch JJ. Advances in methods for diagnosing coronal caries- A review. *Adv Dent Res* 1993; 72(2): 70-9.
32. Bin-Shuwaish M, Yaman P, Dennison J, Neiva G. The correlation of DIFOTI to clinical and radiographic images in Class II carious lesions. *J Am Dent Assoc* 2008; 139(10): 1374-81.
33. Schneiderman A, Elbaum M, Shultz T, Keem S, Greenebaum M, Driller J. Assessment of dental caries with Digital Imaging Fiber-Optic Transillumination (DIFOTI): in vitro study. *Caries Res* 1997; 31(2): 103-10.
34. Hugoson A, Koch G, Göthberg C. Oral health of individuals aged 3-80 years in Jönköping, Sweden during 30 years, 1973-2003. II. Review of clinical and radiographic findings. *Swed Dent J* 2005; 29(4): 139-55.
35. Sailer R, Paulus R, Selwitz RH. Analysis of carious lesions and subgingival calculi by fluorescence spectroscopy. *Caries Res* 2001; 35(1): 267.
36. Choo-Smith LP, Dong CC, Cleghorn B, Hewko. Shedding new lights on early caries detection. *J Can Dent Assoc* 2008; 74(10): 913-8.
37. de Josselin de Jong E, Sundström F, Westerling H, Tranaeus S, ten Bosch JJ, Angmar-Månsson B. A new method for in vivo quantification of changes in initial enamel caries with laser fluorescence. *Caries Res* 1995; 29(2): 2-7.
38. Strassler HE, Sensi LG. Technology-enhanced caries detection and diagnosis. *Compend Contin Educ Dent* 2008; 29(8): 464-5, 468, 470 passim.
39. Vaarkamp J, ten Bosch JJ, Verdonshot EH. Light propagation through teeth containing simulated caries lesions. *Phys Med Biol* 1995; 40(8): 1375-87.
40. Tam LE, McComb D. Diagnosis of occlusal caries: Part II. Recent diagnostic technologies. *J Can Dent Assoc* 2001; 67(8): 459-63.
41. Banerjee A, Boyde A. Autofluorescence and mineral content of carious dentine: scanning optical and backscattered electron microscopic studies. *Caries Res* 1998; 32(3): 219-26.
42. Jablonski-Momeni A, Heinzl-Gutenbrunner M, Klein SM. In vivo performance of the VistaProof fluorescence-based camera for detection of occlusal lesions. *Clin Oral Investig* 2014; 18(7): 1757-62.
43. Korkut B, Tağtekin DA, Yanıkoğlu F. Early Diagnosis of Dental Caries and New Diagnostic Methods: QLF, Diagnodent, Electrical Conductance and Ultrasonic System. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2011; 32(1): 55-67.
44. Lussi A, Hibst R, Paulus R. DIAGNOdent: an optical method for caries detection. *J Dent Res* 2004; 83(C): 80-3.
45. Shi XQ, Welander U, Angmar-Mansson B. Occlusal caries detection with KaVo DIAGNOdent and radiography: an in vitro comparison. *Caries Res* 2000; 34(2): 151-8.
46. Lussi A, Imwinkelried S, Pitts N, Longbottom C, Reich E. Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries in vitro. *Caries Res* 1999; 33(4): 261-6.
47. Lussi A, Megert B, Longbottom C, Reich E, Francescut P. Clinical performance of a laser fluorescence device for detection of occlusal caries lesions. *Eur Oral Sci* 2001; 109(1): 14-9.
48. Lussi A, Hack A, Hug I, Heckenberg H, Megert B, Stich H. Detection of approximal caries with a new laser fluorescence device. *Caries Res* 2006; 40(2): 97-103.
49. Lussi A, Hellwig E. Performance of a new laser fluorescence device for detection of occlusal caries in vitro. *J Dent* 2006; 34(7): 467-71.
50. Toraman M, Bala O. Yeni bir lazer floresans cihazının okluzal çürük teşhisi açısından in vitro olarak değerlendirilmesi, Doktora tezi, GÜ Dişhek Fak Derg 2003; 20(1): 9-14.
51. Rodrigues JA, Hug I, Diniz MB, Lussi A. Performance of fluorescence methods, radiographic examination and ICDAS II on occlusal caries in vitro. *Caries Res* 2008; 42(4): 297-304.
52. Huth KC, Neuhaus KW, Gyax M, Bücher K, Crispin A, Paschos E, Hickel R, Lussi A, 2008. Clinical performance of a new laser fluorescence device for detection of occlusal caries lesions in permanent molars. *J Dent* 2008; 36(12): 1033-40.

53. De Benedetto MS, Morais CC, Novaes TF, de Almeida Rodrigues J, Braga MM, Mendes FM. Comparing the reliability of a new fluorescence camera with conventional laser fluorescence devices in detecting caries lesions in occlusal and smooth surfaces of primary teeth. *Lasers Med Sci* 2011; 26(2): 157-62.
54. Aktan AM, Cebe MA, Ciftci ME, Sirin Karaarslan E. A novel LED-based device for occlusal caries detection. *Lasers Med Sci*; 2012; 27(6): 1157-63.
55. Ricketts DN, Kidd EA, Liepeins PJ, Wilson RF. Histological validation of electrical resistance measurements in the diagnosis of occlusal caries. *Caries Res* 1996; 30(2): 148-55.
56. Ashley PF, Blinkhorn AS, Davies RM. Occlusal caries diagnosis: An in-vitro histological validation of the electronic caries monitor (ECM) and other methods. *J Dent* 1998; 26(2): 83-8.
57. Huysmans MC, Longbottom C, Pitts NB, Los P, Bruce PG. Impedance spectroscopy of teeth with and without approximal caries lesions: An in vitro study. *J Dent Res* 1996; 75(11): 1871-8.
58. Mandurah MM, Sadr A, Shimada Y, Kitasako Y, Nakashima S, Bakhsh TA, Tagami J, Sumi Y. Monitoring remineralization of enamel subsurface lesions by optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2013; 18(4): 046006.
59. Tezuka H, Shimada Y, Matin K, Ikeda M, Sadr A, Sumi Y, Tagami J. Assessment of cervical demineralization induced by *Streptococcus mutans* using swept-source optical coherence tomography. *J Med Imaging (Bellingham)* 2016; 3(1): 014504.
60. Amaechi BT, Podoleanu AG, Komarov G, Higham SM, Jackson DA. Quantification of root caries using optical coherence tomography and microradiography: a correlational study. *Oral Health Prev Dent* 2004; 2(4): 377-82.
61. Ngaotheppitak P, Darling CL, Fried D. Measurement of the severity of natural smooth surface (interproximal) caries lesions with polarization sensitive optical coherence tomography. *Lasers Surg Med* 2005; 37(1): 78-88.
62. Ergucu Z, Turkun LS. Modern çürük teşhis yöntemleri. *HÜ Dişhek Fak Derg* 2007; 31(1): 25-35.
63. Hall A, Girkin JM. A review of potential new diagnostic modalities for caries lesions. *J Dent Res* 2004; 83(C): 89-94.
64. Kamburoglu K, Kurt H, Kolsuz E, Öztaş B, Tatar İ, Çelik HH. Occlusal caries depth measurements obtained by five different imaging modalities. *J Digit Imaging* 2011; 24(5): 804-13.
65. Schwass DR, Swain MV, Purton DG, Leichter JW. A system of calibrating microtomography for use in caries research. *Caries Res* 2009; 43(4): 314-21.
66. Swain MV, Xue J. State of the ART of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci* 2009; 1(4): 177-88.
67. Knopp RG, Miller MC. *Clinical Epidemiology and Biostatistics*. Baltimore: Williams and Wilkins Publication; 1992. p. 435.
68. Rodrigues JA, Neuhaus KW, Diniz MB, Hug I, Stich H, Karlsson L, Lussi A. Comparison among gold standard techniques used for the validation of methods for occlusal caries detection. *Microsc Res Tech* 2012; 75(5): 605-8.
69. Downer MC. Concurrent validity of an epidemiological diagnostic system for caries with the histological appearance of extracted teeth as validating criterion. *Caries Res* 1975; 9(3): 231-46.
70. Huysmans M, Longbottom C. The challenges of validating diagnostic methods and selecting appropriate gold standards. *J Dent Res* 2004; 83(C): 48-52.

Yazışma Adresi:

Arş.Gör.Merve GÜRSES
Necmettin Erbakan Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi AD
Karacıhan Mah. Ankara Cad.
No: 74/A Karatay, Konya
Tel : + 90 332 220 00 26
GSM : + 90 531 374 79 97
Faks : + 90 332 220 00 45
E-mail: merweyildiz90@gmail.com

Diş hekimliğinde biyouyumluluk ve değerlendirme yöntemleri

Zehra Süsgün Yıldırım^a, Elif Pınar Bakır^a, Şehmus Bakır^a, Mehmet Salih Aydın^a

Selcuk Dent J, 2017; 4: 162-169 (Doi: 10.15311/selcukdentj.302915)

Başvuru Tarihi: 30 Mart 2017
Yayına Kabul Tarihi: 09 Temmuz 2017

ÖZ

Diş hekimliğinde biyouyumluluk ve değerlendirme yöntemleri

Dental materyallerin biyouyumluluğu; oral dokular üzerine zararlı etkilerinin en az seviyede olması şeklinde tarif edilmektedir. Bu etkinin derecesi; hastaya, materyalin fonksiyonuna, gücüne, yerleştirildiği koşullara ve zamana bağlı olarak değişir. Kullanıma sunulacak materyallerin güvenilirliğinin değerlendirilmesi önemlidir. Dental materyallerin biyouyumluluğunu değerlendirmede genellikle; *in vitro* testler → hayvan deneyleri → klinik kullanım testleri şeklinde, sıralı klasik bir paradigma kullanılmaktadır.

Diş hekimi yeni bir materyali kullanmaya karar verirken, farklı araştırma sonuçlarını incelemeli ve hastanın taleplerinin yanı sıra, risk-yarar analizi de yapmalıdır.

ANAHTAR KELİMELER

Biyoyumluluk, dental materyal, *in vitro* testler

ABSTRACT

Biocompatibility and assessment methods in dentistry

Biocompatibility of dental materials has been described as to be minimum harmful effects on oral tissues. The degree of this effect changes based on patient, material, function, strength, placement conditions and time. It is important to evaluate the reliability of the materials to be used. For the evaluation of dental materials' biocompatibility; a classic paradigm in the form of *in vitro* tests → animal experiments → clinical usage tests is often used.

While deciding to use a new material, dentist should examine different research results and make a risk-benefit analysis as well as patient's request.

KEYWORDS

Biocompatibility, dental material, *in vitro* tests

Canlı bir dokunun kaybettiği fonksiyonların geri kazandırılması amacıyla kullanılan materyallerin seçiminde, önemli faktörlerden biri de biyouyumluluktur. Biyouyumluluk veya doku uyumluluğu kavramı; canlı dokuya yerleştirilen bir materyalin, organizmayla temas halinde sergilediği biyolojik performansı ifade etmek amacıyla kullanılmaktadır. Diğer bir deyişle; hasta, kullanılan materyal ve materyalin beklenen fonksiyonu arasındaki uyum olarak da tarif edilebilir. Materyalin canlı dokuya yerleştirilmesi durumunda, vücudun yumuşak veya sert dokularıyla etkileşimi neticesinde, birtakım biyolojik doku reaksiyonları oluşabilmektedir. Bu etkileşimin derecesi; hastaya, materyalin gücüne, fonksiyonuna ve yerleştirildiği koşullara bağlıdır. Materyalin konağı etkilemesinin yanı sıra, konağın da materyali etkilemesi söz konusudur. Materyal vücutta bir etki meydana getirirken, vücut da materyalde bir tepki oluşturmaktadır.^{1,2}

Kullanılan materyalin beklenmedik riskler taşıması ve uygulandığı doku içinde beklenen cevabı vermesi arzu edilir. Biyouyumluluk; zamana ve şartlara bağlı olarak değişebilen dinamik bir süreçtir. Zaman içerisinde vücutta, hastalık veya yaşlanmaya bağlı değişiklikler meydana gelmektedir. Bununla birlikte materyalde de korozyon, yorgunluk, yük, oklüzyon veya beslenme kaynaklı değişimler görülebilir. Böylece, başlangıçta verilen biyolojik yanıt zamanla değişebilir.

Sözgelimi; başlangıçta biyouyumlu olan bir materyal, şartların değişmesiyle beraber uyumsuz hale gelebilmektedir. Materyal ve biyolojik dokularda meydana gelen değişimler aynı zamanda, diğer değişiklikleri uyarabilmektedir.¹⁻³

Herhangi bir biyolojik cevaba neden olmayan yabancı maddeler, saf olarak kabul edilirler. Bununla birlikte, canlı dokular üzerinde olumsuz etki göstermeyen materyal yok denecek kadar azdır. Herhangi bir materyal, yerleşim ve fonksiyonu tanımlanmadan biyouyumlu olarak kabul edilemez. Kullanılan materyale vücudun biyolojik yanıtını belirlemede, hastanın sağlığı ve çevresini de değerlendirmek gerekmektedir. Son yıllarda, vücudun değişik bölümlerinin onarımı ve yenilenmesinde oldukça sık kullanılan metal, seramik ve polimerlere bağlı sorunlar henüz aşılamamıştır. Günümüzde; nanoteknoloji, genetik mühendisliği, bilişim teknolojileri ve fabrikasyon yöntemlerindeki gelişmelerle birlikte, biyouyumluluğu daha yüksek materyallerin üretilmesi hedeflenmektedir.^{3,4}

^a Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Diyarbakır

Diş hekimliğinde biyoyumluluk

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin seçiminde; estetik, dayanıklılık ve kullanım kolaylığı gibi özelliklerin yanı sıra, biyoyumluluğun da göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Biyoyumlu materyaller çevre dokuların değişimine engel olmaz ve dokuda arzu edilmeyen reaksiyonlar meydana getirmezler. Günümüz diş hekimliğinde biyoyumlu materyallerin geliştirilmesine yönelik çalışmaların hedefi, yabancı cisim reaksiyonlarından kaçınmak ya da sınırlamak olmuştur. Dental materyaller; mine, dentin, pulpa ve periodonsiyum haricinde dişeti, dil, dudak ve yanak gibi çeşitli dokularla da direkt temas halindedir. Bu temas neticesinde; alerjik, toksik, mutajenik, karsinojenik veya iltihabi reaksiyonlar meydana gelebilmektedir. Dental materyallerin biyoyumluluğu; tipine, uygulandığı bölgeye ve fonksiyonuna bağlıdır. Materyal ve doku ara yüzünde, başlangıçta var olan denge zamanla değişime uğrayabilmektedir. Bununla birlikte, belirli bir çevre içerisinde materyal-doku arasındaki uygun biyolojik yanıt, diğer çevreler için farklı sonuçlar sergileyebilmektedir.^{1,2,4-6}

Dental materyaller biyolojik çevre içerisinde; madde birikimi, bozulma, kimyasal modifikasyon veya korozyon gibi farklı mekanizmalarla birtakım değişikliklere uğramaktadır. Sözelimi; kompozit rezinlerden ağız sıvılarının etkisiyle artık monomer, doldurucu partikül ve diğer bileşenler çözünmekte ve materyalin yapısı kolayca bozulabilmektedir. Materyalin çözünmesi ya da korozyonuyla salınan çeşitli bileşenler, uygulanan bölgeye komşu dokularda lokal veya sistemik toksisiteye neden olabilmektedir. Hücre yapısında çeşitli hasara neden olabilen bu bileşenlerin yüksek konsantrasyonları, farklı zaman dilimlerinde çeşitli organ fonksiyonlarını etkileyebilmekte ve bazı proteinlerin sentezlenmesine ya da iltihabi reaksiyonlara yol açmaktadır. Örneğin; 24 saat içerisinde akut sistemik toksisite gösteren bir materyal, 3 ay sonra subakut ve daha uzun sürede kronik sistemik toksisite sergileyebilmektedir.⁶⁻⁹

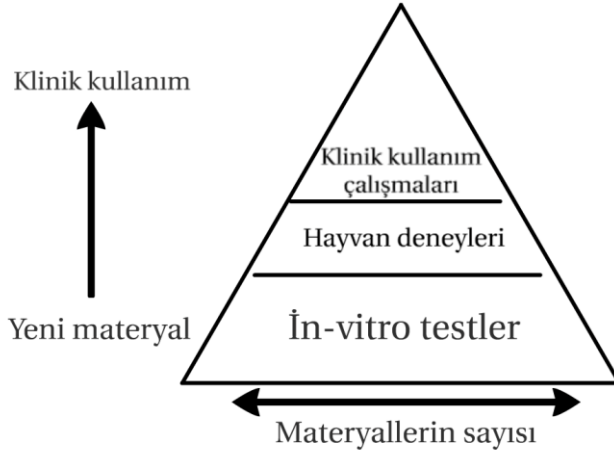
Dental materyallerin biyoyumluluğunun değerlendirilmesi; hasta ve sağlık ekibinin güvenliğini sağlamaya yönelik bir çaba olup, çeşitli biyolojik ve fiziksel özellik testleri ile risk-fayda analizi konularını kapsar. Yapılacak analizlerin, materyallerden salınan bileşenlerin canlı dokularla her türlü ilişkisini ortaya koyması oldukça önemlidir. Biyoyumluluğun hasta güvenliğiyle ilgili kısmı, dental materyallere karşı aşırı duyarlılık konusudur. Dental materyallerin yan etki potansiyeli yüksek olmamasına rağmen, kullanım öncesindeki alerjik bulgular ve riskler çok iyi değerlendirilmelidir. Yapılan araştırmalar, nikel ve metakrilatlara karşı alerji üzerine yoğunlaşmıştır. Nikel alerjisinin görülme oranı %10-20 arasında olup, kadınlarda daha sıktır. Resin bazlı materyallere ve latekse karşı aşırı duyarlılığın, oldukça ciddi reaksiyonlara neden olduğu bildirilmiştir. Dental materyaller ve gıdaların çocuklarda oluşturduğu aşırı duyarlılığın oranı %49 olarak tespit edilmiştir. Diş hekimleri ve yardımcı sağlık personelinin

dental materyallerden zarar görme potansiyeli, hastalara oranla çok daha yüksektir. Bu tür sorunlar genel irritasyondan, alerjik yanıtlara kadar değişen riskler şeklindedir. Amalgam, döküm alaşımlar, rezinler ve protetik dental materyallere karşı gerçekleşen reaksiyonlar nadiren hayatı tehdit edici boyutlara ulaşabilmektedir. Özellikle HEMA, TEGDMA ve kamforokinon gibi bazı rezin komponentler, immün hücreleri doğrudan aktive edebilmektedir.⁹⁻¹²

Yapılan birçok çalışma, materyallerden korozyon yoluyla salınan maddelerin yan etki potansiyeline sahip olduğunu göstermiştir. Dental materyallerin kullanımı sırasında, hasta ve yardımcı sağlık personelinin etkileyecek risklerden yasal olarak diş hekimini sorumludur. Günümüzde, dental materyallerin hastaya verebileceği zararlarla ilgili başlatılan hukuksal işlem sayısı fazla değildir. Ancak, bu tür problemlerin ortaya çıkması diş hekimini duygusal ve maddi anlamda olumsuz etkileyebilmektedir.¹³

Biyoyumluluk değerlendirme yöntemleri

Piyasaya sürülecek her yeni dental materyalin, klinik kullanım öncesinde mutlaka biyolojik riskler yönünden araştırılması ve biyoyumluluğunun değişik yöntemlerle değerlendirilmesi gerekmektedir. Biyoyumluluk testlerinin temel prensibi; materyal ve biyolojik sistem arasında meydana gelebilecek reaksiyonların, canlıdaki fonksiyonel ve yapısal değişiminin niteliği ve niceliğinin önceden belirlenmesidir. Başka bir ifadeyle; materyalin etkisiyle biyolojik sistemin yapısında değişiklik meydana gelip gelmediğinin belirlenmesi ve bu etkinin geri dönüşümlü olup olmadığının açığa çıkarılmasıdır. Dental materyallerin biyolojik performanslarını belirlemek amacıyla, günümüze kadar çok sayıda yöntem geliştirilmiş ve başarıyla kullanılmıştır. Uygulanan test programları, hiyerarşik düzende ilerleyen farklı prosedürlerden oluşmaktadır. Son yıllarda, farklı standardizasyon kuruluşları ve bazı uluslararası organizasyonlar tarafından; *in vitro* (birincil) testler, hayvan deneyleri (ikincil testler) ve insanlarda yapılan klinik çalışmalar (kullanım testleri) aşamalarını içeren bir prosedür onaylanmıştır (Şekil 1). Etkin ve verimli değerlendirme işlemlerine sahip, etik yönden sağlam ve finansal olarak uygulanabilir olan bu prosedürlerin temel ilkesi; her bir test aşamasında uygun olmayan yüksek riskli materyallerin tespit edilmesi ve daha fazla kullanılmadan değerlendirme dışı bırakılmasıdır. Bu sayede, insan ve hayvanlar acı çekme potansiyeline karşı korunmuş olmakla birlikte, zaman ve para tasarrufu da sağlanmaktadır.^{4,5,14,15}



Şekil 1.

Yeni materyallerin biyoyumluluk değerlendirme prosedürü

A. *In vitro* (birincil) testler

Bu testler; dental materyallere biyolojik yanıtın ölçülmesinde kullanılan en temel deney yöntemlerinden biridir. *In vitro* testlerde; canlı organizma dışında çeşitli hücre veya doku üzerine ya da içine yerleştirilen bir materyalin teması sonucunda ortaya çıkan biyolojik reaksiyonlar incelenmektedir. Bu yöntemde genellikle; bakteri veya hücrelerle kontak halinde bulunan dental materyalin, belirlenen bir bakteri türü üzerinde mutasyona neden olan özellikleri belirlenmektedir. *In vitro* testler; *in vivo* durumları taklit etmek üzere, özel kültür ortamı ve şartları kullanılarak laboratuvar ortamında gerçekleştirilmektedir. Bu testler; diğer yöntemlere kıyasla daha ucuz, kolay uygulanabilir, deneysel olarak kontrol edilebilir ve tekrarlanabilirler. Bu testlerde başarılı olan materyallerin, hayvan deneyi ve klinik kullanım test yöntemleriyle değerlendirilmesi aşamasına geçilir. Ancak, materyallerin *in vitro* koşullarda biyoyumluluk açısından riskli olduğunun belirlenmesi, *in vivo* koşullarda da toksik etki sergileyeceğini göstermez.¹⁴⁻¹⁷

Çoğunlukla hücre ve bileşenlerinin kültürlerinin kullanıldığı bu testlerde; materyale maruz kalan hücre sayısı, büyüme oranı, gelişim hızı, metabolik veya hücre fonksiyonları ölçülerek değerlendirme yapılmaktadır. Bu testlerin temel özelliği; hücre yanıtını hassas ve detaylı bir şekilde ölçebilmesidir. *In vivo* yöntemler ile karşılaştırıldığında, bu testlerin en önemli dezavantajı; sağlıklı bir organizma dışında uygulanan materyale karşı oluşan biyolojik cevapla ilgili araştırmacıyı yanıltan sonuçlar verebilmesidir. *In vitro* testler (sitotoksosite, sistemik toksisite, inhalasyon toksisitesi, hemolizis, teratojenite, karsinojenite testleri, Ames mutajenite testi, Styles hücre transformasyon testi) sayesinde; gen ekspresyonu, sinyal aktivasyonu, hücre döngüsü ve bölünmesi, inflamasyon aktivasyonu, protein ekspresyonu ve oksidatif stres benzeri hücre fonksiyonları değerlendirilebilmektedir.

Yapılan araştırmalar sonucunda; dental materyallere ilişkin reaksiyonların 3, 7, 14, 30 ve 60 günlük zaman dilimlerinde test edilmesi tavsiye edilmektedir.¹⁶⁻²¹

Biyolojik sistemin, uygulanan materyalin olası zararlı etkilerinden korunabilmesi için öncelikle sitotoksosite mekanizmasının anlaşılması gerekmektedir. Toksikite; kullanılan materyalin biyolojik sistemde kimyasal yolla hasar oluşturabilme potansiyeli olarak kabul edilmektedir. Dental materyaller ve onlardan salınan bileşiklerin oral dokular üzerindeki potansiyel zararlı etkilerinin laboratuvar ortamında belirlenmesi amacıyla, sitotoksosite testleri kullanılmaktadır. Bu testlerde; hücre canlılığı ve morfolojisi, hücre gelişimi, bölünmesi ve sayısı, hücre metabolizması ve organelleri, hücre membran geçirgenliği ve hasarı, çeşitli enzim aktiviteleri, DNA, RNA ve protein sentezinin inhibisyonu değerlendirilmektedir. İnsan, maymun, fare, tavşan gibi canlıların böbrek, akciğer amniyon zarı gibi dokularından alınan parçaların *in vitro* ortamda yaşaması ve üremesi değerlendirilmektedir. Çeşitli sıvılarda süspansiyon edilerek steril tüpler içerisinde üretilen hücre kültürlerinden, süresiz çoğalabilme özelliğine sahip devamlı hücre hatları elde edilmektedir.^{15,16,22-28}

Sitotoksosite testinde; dental materyalin kendisi veya yapısından salınan bileşenlerin hücre kültürü ile direkt veya indirekt kontak söz konusudur. Direkt temas yönteminde, hücreler materyalin yanında veya üzerinde büyümekte ve biyolojik hücre ölümleri değerlendirilmektedir. Suda çözünebilir materyallerde materyal ile hücrenin direkt teması çok iyi sağlanır. Suda çözünmeyen materyal bileşenleri ekstrakt yoluyla hücrelerle temas ettirilerek incelenir. İndirekt temas yönteminde; dental materyal ile hücre arasında agar, agaroz, dentin veya selüloz asetat filtre gibi bariyerler kullanılır. İndirekt yöntemde, dentini taklit eden ve bazı bileşenlerin difüzyonuna izin veren insert sistemler kullanılmaktadır.^{14,16,18,23}

In vitro sitotoksosite değerlendirmelerinde en yaygın kullanılan yöntemler; hücre kültür testleri, agar difüzyon testi, filtre difüzyon testi, dentin bariyer testi, hemoliz testi ve Ames mutajenite testidir.

1. Hücre kültür testleri

Dental materyallerin sitotoksitesini genellikle, hücre kültürü testleriyle incelenmektedir. Bu yöntem sayesinde, *in vivo* şartlarda kısa sürede incelenmesi mümkün olmayan bir materyalin fiziksel ve kimyasal etkileri, mutajen faktörleri, neden olduğu yapısal ve kromozomal bozukluklar belirlenmektedir. Yöntemin esası; dental materyalleri oluşturan bileşenlerin kültürdeki

hücreler üzerine doğrudan yerleştirilmesi ve doz-cevap eğrisi sayesinde potansiyel sitotoksitenin belirlenmesi prensibine dayanır. Hücre kültürü testleri; hücreler üzerindeki etkilerin direkt gözlelenebilmesi, kısa süreli etkileşimlerin incelenebilmesi ve uygulamaların tekrarlanabilmesi avantajlarına sahiptir. Bununla birlikte; hijyenik koşullardan etkilenmesi, pahalı olması, primer kültür sonrası birbirini takip eden pasajlarda hücrelerin farklılaşması veya ölmesi gibi dezavantajlar içermektedir.^{27,29-34}

Sitotoksitate testlerinde en çok kullanılan hücre hatları; primer hücreler veya devamlı hücre hatları (L-929 fare fibroblast hücresi, BALB/3T3 fare embriyo fibroblastları, MDPC-23 fare odontoblast hücresi, WI-38 insan embriyonik akciğer hücreleri, HeLa insan epiteliyal hücresi, ECV-304 insan endotelial hücresi)'dir. Primer hücreler; belirli bir doku veya organdan izole edilerek kültür içerisine 24 saatten daha uzun bir süre yerleştirilirler ve *in vivo* koşullara benzer deneysel ortam sağlarlar. Devamlı hücre hatları ise, transformasyona uğramış primer hücrelerdir ve süresiz çoğalabilme özelliğine sahiptirler. Bununla birlikte, *in vivo* koşulları tam olarak sağlayamazlar. Hücre kültürlerinin oluşturulmasında genellikle, 37 °C sıcaklık, %5 CO₂ ve %95 nem içeren ortamlar tercih edilmekte, kültür içerisine birtakım antioksidatif maddeler ve antibiyotikler ilave edilmektedir. Kültür hücrelerindeki fiziksel ve patolojik değişiklikler, ışık ya da elektron mikroskobu altında incelenmektedir. Elde edilen bulgular materyale bağlı olası sitotoksitate hakkında fikir vermesine rağmen, bu verilerin klinik koşullarla doğrudan ilişkilendirilmemesi gerekir. Çünkü *in vivo* koşullarda gerçekleşen biyolojik ve immünolojik reaksiyonların, sitotoksititeyi etkilemesi söz konusu olabilmektedir.^{15,22,23}

2. Agar difüzyon test yöntemi

Uygulanması kolay ve ucuz olan bu yöntemde, hücrelerin üzerini örten %1,5'lük agar besiyerinden difüze olabilen bileşenlerin sitotoksitesini 24 saat süreyle incelenir. Hücre aktivitesi; ölü hücreleri boyayabilen tripan mavisi veya canlı hücrelerde lizozomal matrikste birikerek membran hasar gördüğünde dışarı salınabilen nötral kırmızı boyası sayesinde değerlendirilmektedir. Bu yöntemde, hücrelerdeki dekolorizasyon ve liziz değerlendirilerek materyallere karşı verilen yanıtlar belirlenebilir. Materyalden çözünen sitotoksik bileşenlerin, agar boyunca difüze olamaması, hücre hasarına yol açamayacaktır. Bu nedenle, agarda çözünemeyen veya difüze olamayan bileşenlerin etkinliği bu yöntemle belirlenemez.^{26,29}

3. Filtre difüzyon test yöntemi

Bu testlerde, fibroblastlar veya epitelyal hücreler kullanılmaktadır. Restoratif tedavide kullanılan birçok materyalin, hücrelerle direkt temas halinde olmaması nedeniyle, materyal ve hücre kültürü arasına bir filtre konulmasının daha objektif olacağı düşünülmektedir.

Filtre olarak selüloz asetatın (milipor filtre) kullanıldığı bu yöntemde, toksik olduğu düşünülen materyal filtrenin karşı yüzeyiyle temas halinde yerleştirilmektedir. Bununla birlikte, materyalin hücre üzerinde sitotoksik etki gösterebilmesi için, 0.45 µm'lik filtre boyunca difüze olması gerekmektedir. Ağız içi temas durumunu tanımlayan bu yöntemde, nötral kırmızı ile yapılan boyama sonucunda filtreden difüze olabilen bileşenlerin sitotoksik etki sonucu hücrelerde meydana getirdiği hasar belirlenmektedir.^{5,23,29}

4. Dentin bariyer test yöntemi

Dental materyaller diş dokusuna uygulanırken, dentin dokusu pulpayı koruyucu bir bariyer olarak görev yapmaktadır. Dentin dokusunun bu özelliğini taklit etmek üzere geliştirilen bu yöntemde, test edilen materyalin difüze olma kabiliyeti ölçülmektedir. Diğer testlerden farklı olarak, oral çevreyi daha fazla taklit eden bu yöntemde; dental materyalden salınan monomerler ile hedef hücre arasında bariyer olarak, insan dentin dokusu ya da sığır dentin diskleri kullanılmaktadır. *In vivo* dokuyu taklit etmesi bakımından, insan dentini kullanılması daha avantajlıdır. Sığır dişi kullanılması ise; istenilen miktarda elde edilebilmesi ve geçirgenlik bakımından insan dentinine kıyasla daha az çeşitlilik göstermesi açısından faydalı olmaktadır.^{16,35,36}

5. Hemoliz test yöntemi

Bu yöntemde; dokularla uzun süre temasta bulunacak materyallerin akut hemolitik aktiviteleri ölçülmektedir. Gerek çözünebilir ve gerekse biyolojik ortama iyon salıyabilen materyallerin test edilebildiği bu yöntemde, tavşan kanında bekletilen materyalin yol açtığı hemolitik aktivite değerlendirilmektedir. Tavşan dışındaki farklı türlerin eritrositleri kullanılarak da yapılabilen bu çalışmalarda; hemolitik aktivitenin belirlenmesi esnasında, eritrositlerin aglutinasyonu veya hemoglobinlerin presipitasyonuna neden olabilen bazı iyonlar nedeniyle, test sonuçlarının hatalı çıkma olasılığı mevcuttur.^{37,38}

6. Ames mutajenite test yöntemi

Materyallerin sistemik uyumluluğunu değerlendirmede kullanılan yöntemler; genotoksitate ve karsinojenite çalışmalarıdır. Genotoksik hasar (hücre genetiğinde meydana gelen değişiklikler ve DNA dizilerindeki kırılmalar), AFE testi (Alkaline Filter Elution) sayesinde belirlenebilmekte ve hücrelerin sahip olduğu bazı mekanizmalarla onarılabilmektedir. Genetik hasarın bir sonraki nesle aktarılmasıyla oluşan etki, mutajenite olarak adlandırılmaktadır ve bu etkinin görülebilmesi için daha yüksek doza ihtiyaç vardır. Uygulanan materyalin hücre DNA'sına olan etkisini inceleyen yöntemlerden en sık kullanılanı AMES testidir. Genetik yapısı değiştirilmiş, özel agar

kültüründe çoğalmayan, histidin içermeyen ortamlarda koloni oluşturmayan bakterilerin (salmonella typhimurium) kullanıldığı bu test sayesinde, hücredeki mutasyon farklılıkları gözlenmektedir.³⁸⁻⁴¹

Dental materyaller uygulandığı bölgede metabolik faaliyetler, hücre membranı ve kromozom yapısında yapısında birtakım olumsuz etkilere neden olabilmektedir. Bu etkileri incelemek üzere statik ve dinamik test yöntemleri oluşturulmuştur. Sitotoksitenin değerlendirilmesinde dört farklı test yöntemi kullanılmaktadır.^{22,42,43}

a. Canlılık testleri

Kolorimetrik ya da floresans ölçüm yapmaya izin veren bu testler, kültürde canlı kalan hücre oranının belirlenmesi amacıyla uygulanmaktadır. Membran geçirgenliğini ölçmek üzere sınırlandırılmış olan bu yöntemler, sub-lethal hücre değişikliklerini ölçemez. Bu testlerde; membran bütünlüğü bozulmamış hücrelerin içerisine alınan diasetil florasan veya nötral kırmızı boyası ya da membran bütünlüğü bozulan hücre yapısına giren tripan mavisi, eritrosin veya naftalin siyahı gibi boyalar kullanılmakta ve spektrofotometrik olarak değerlendirilmektedir.²²

b. Yaşam testleri

Sadece ölü hücreleri değerlendiren bu testlerde, hücrelerin maruz kaldığı toksik etkiler ilk birkaç gün veya sonrasında görülebilmektedir. Hücre yaşamının belirlenmesinde, düşük hücre yoğunluğunda koloni oluşturma kabiliyeti değerlendirilmektedir.²²

c. Proliferasyon testleri

3H-timidin ve Bromodeoksiuridin immuno-histokimyasal tekniklerin kullanıldığı bu yöntem az sayıda örnek olduğu durumlarda uygulanmaktadır. Materyal bileşenlerinin hücre proliferasyonuna etkisini belirlemek amacıyla, kültür içerisindeki hücrelerin birkaç gün sonraki sayımından elde edilen büyüme eğrisinden yararlanılmaktadır.^{18,22,44}

d. Metabolizma testleri

Genellikle daha hassas çalışmayı gerektiren bu yöntemde, hücrelerin metabolik veya proliferatif kapasiteleri ve enzim aktivite bozulması, mikropilaka okuyuculu spektrofotometre yardımı ile ölçülerek değerlendirilir. Uzun dönemde oluşacak toksitenin değerlendirildiği bu yöntemlerin en önemlileri; MTT, LDH ve Alamar mavisi testidir.²²

B. Hayvan deneyleri (ikincil testler)

Hayvan deneyleri, insanlarda karşılaşılabilecek olası toksik tehlikeleri önceden tahmin etmeye yardımcıdır. Bu testler; dental materyallerin klinik kullanımı sonucunda oluşabilecek reaksiyonlar ve mekanizmaları hakkında fikir vermektedir. İnsanların farklı yaşam dönemlerinde (embriyonal ya da çocukluk gibi) yapılması mümkün olmayan araştırmalarda kullanılan hayvanlar, bazı materyallerin etik olmayan dozlarına veya metabolize ürünlerine maruz bırakılabilmektedir. Hayvan deneylerinde genellikle; fare, rat, maymun, kedi, köpek, tavşan gibi memeliler kullanılmaktadır. Bu deneylerde; hayvanların türü, yaşı, cinsiyeti, hayvanın kullanılacak materyale maruz bırakılma şekli, temas süresi ve biyolojik yanıtı değerlendirilme yöntemi gibi bazı değişkenlerin kontrol altında tutulması gerekmektedir. Uzun zaman gerektiren, ekonomik olmayan bu testler; uygulama esnasındaki etik sorunlar ve alınması gerek özel deney hayvanları sertifikaları gibi nedenlerle daha az tercih edilirler.^{27,45-47}

İkincil testlerde kullanılan yöntemlerden bazıları; ağız içi ve karın içi testi, soluma testi, dominant letal test, iritasyon ve sensitizasyon testleri, kas ve kemik içi ya da deri altı implantasyon testidir. Ağız içi ve karın içi testinde; kullanılacak materyal ya ağız yoluyla verilmekte veya abdominal bölgeye enjekte edilmektedir. Ölüm ya da toksik etki için, iki hafta boyunca her gün gözlem yapılmaktadır. Oda koşullarında buharlaşma yeteneğine sahip dental materyallerin test edilmesinde yararlanılan soluma testinde, genellikle albino ratlar kullanılmaktadır. Dominant letal test ise, materyalden kaynaklanan dominant ölümcül veya mutajenik olayları ölçmeye yarayan bir yöntemdir. İritasyon ve sensitizasyon testlerinde; alerjen olduğu düşünülen materyalin oral mukoza, göz veya deri üzerine uygulanması sonrasında oluşacak reaksiyonun şiddeti belirlenmektedir. Diş hekimliğinde özellikle implant materyallerinin spesifik olmayan lokal toksik etkileri değerlendirilmek istendiğinde, test materyali doğrudan ya da teflon, silikon veya polietilen tüpler içerisinde rat ve tavşan gibi laboratuvar hayvanlarının kas veya kemik dokuları içerisine veya deri altına implante edilmektedir. Bu dokular, bir hafta - birkaç ay süreyle makroskobik ve mikroskobik olarak incelenmektedir. Bu yöntemin en önemli avantajı, çok sayıda hayvan kullanmaya ihtiyaç duyulmamasıdır. Yapılan bazı hayvan deneyleri sonucunda, polimerize edilmemiş dental materyallerin daha fazla toksik reaksiyon sergilediği belirlenmiştir. Kompozit rezinler ile amalgamın deri altı doku reaksiyonlarını karşılaştıran birçok çalışmada, kompozit rezine karşı daha fazla reaksiyon (8 haftayı aşkın inflamasyon) tespit edilmiştir.^{37,48-51}

C. Klinik çalışmalar (kullanım testleri)

Kullanım testleri, klinik tabloyu yansıtmaya potansiyeline sahiptir. Laboratuvar ve hayvan deneyleri sonucunda güvenilir olduğu belirlenen bir materyalin, gönüllü insanlar üzerinde kullanılarak oluşan yanıtın gözlenmesi (klinik deneme) esasına dayanan bu yöntemde, biyouyumluluk bakımından daha doğru sonuçlar elde edilmektedir. Kullanım testlerinin büyük çoğunluğu restoratif diş hekimliği ve endodontiyle ilgilidir. Dental materyallerin genellikle; diş, yumuşak dokular, alveol kemiği veya tükürük gibi bazı sıvılarla temas etmesi söz konusudur. Bu nedenle dental materyallerle ilgili yapılacak klinik çalışmalarda; pulpal ve periodontal reaksiyonlar (akut ve kronik iltihaplar), dişeti ve oral mukoza irritasyonları gibi biyolojik parametreler değerlendirilmektedir. Kemik içi implantasyon testlerini de bu gruba dahil etmek mümkündür. Bu testlerde, sağlıklı ve gönüllü insanlar veya diğer primatlar kullanılmaktadır. Primatlar arasında en çok fareler, tavşanlar, bazı köpek ve maymun türleri kullanılmaktadır. Köpek veya maymun gibi büyük deney hayvanları üzerinde uygulanan deri hassasiyet testleri sayesinde, materyallerin klinik öncesi alerjik reaksiyon potansiyelleri belirlenmektedir. Resmi kurumların onayıyla birlikte, materyaller son aşamada onam formuyla aydınlatılmış gönüllü insanlar üzerinde denenmektedir. Kontrolü ve değerlendirmesi zor olan kullanım testleri, oldukça pahalı ve zaman alıcıdır. Muhtemel komplikasyonlar ya da yasal ve etik açıdan sorun oluşturabilecek olan bu testler, ilk üç fazını başarılı bir şekilde geçmiş materyallere uygulanmaktadır.^{23,46,52-54}

SONUÇ

Restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyaller canlı dokularla uzun süre yakın temas halindedir. Hiçbir materyal %100 güvenli olmamakla birlikte, taşıdığı potansiyel risk ve faydaların dengelenmesi, ağız içinde kullanım kararını etkilemektedir. Gereksiz risk alınması, hastaya zarar vermenin yanı sıra diş hekimini de yasalar karşısında zor durumda bırakacaktır. Biyouyumluluğu belirleme ve değerlendirmede kullanılan mevcut sistemler, dental materyallerin güvenli kullanımı konusunda diş hekimine rehber olmuştur. Bununla birlikte, *in vitro* sitotoksitesite testleri klinik uygulamalara kıyasla yetersiz kalmaktadır.

Restoratif materyallerin biyouyumluluğunu belirlemede kullanılan standartlar sürekli olarak güncellenmektedir. Son yıllarda, kamuoyu baskısı neticesinde hayvan deneylerinin yasaklanması veya azaltılması gündeme gelmiştir. Ancak, insan sağlığı üzerindeki potansiyel zararları en aza indirmek bakımından, klinik çalışmaların hayati öneme sahip olduğu unutulmamalıdır. Dental materyallere biyolojik yanıtlar genellikle sonradan değerlendirilmektedir. Oysa yapılması gereken, biyolojik testlerin materyallerin geliştirilmesiyle eş zamanlı olmasıdır. Bunun yanı sıra klinik testler (ilaçlarda olduğu gibi); önce güvenlik, sonra etkinlik değerlendirmesi şeklinde planlanmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosth Dent* 2001; 86: 203-9.
2. Uzun İH, Bayındır F. [Testing procedures for biocompatibility of dental materials]. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2011; 28: 115-22.
3. Mallineni SK, Nuvvula S, Matinlinna JP, Yiu CK, King NM. Biocompatibility of various dental materials in contemporary dentistry: a narrative insight. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* 2013; 4: 9-19.
4. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. *Biocompatibility of dental materials*. 1st ed. Verlag Berlin Heidelberg; Springer: 2009.
5. Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's restorative dental materials*. 12th ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2006. p.97-125.
6. Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials* 2008; 29: 2941-53.
7. Ratner BD, Bryant SJ. *Biomaterials: where we have been and where we are going*. *Annu Rev Biomed Eng* 2004; 6: 41-75.
8. Anderson JM. Biological responses to materials. *Annu Rev Mater Sci* 2001; 31: 81-110.
9. Schmalz G. Strategies to improve biocompatibility of dental materials. *Curr Oral Health Rep* 2014;1: 222-31.
10. Ratner BD. Replacing and renewing: synthetic materials, biomimetics, and tissue engineering in implant dentistry. *J Dent Educ* 2001; 65: 1340-7.
11. Pagoria D, Lee A, Geurtsen W. The effect of camphorquinone (CQ) and CQ-related photosensitizers on the generation of reactive oxygen species and the production of oxidative DNA damage. *Biomaterials* 2005; 26: 4091-9.
12. Vamnes JS, Morken T, Helland S, Gjerdet NR. Dental gold alloys and contact hypersensitivity. *Contact Dermatitis* 2000; 42: 128-33.
13. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 223-34.
14. Cao T, Saw TY, Heng BC, Liu H, Yap AUJ, Ng ML. Comparison of different test models for the assesment of cytotoxicity of composite resins. *Journal of Applied Toxicology* 2005; 25: 101-8.
15. Saw TY, Cao T, Yap AUJ, Ng MML. Tooth slice organ culture and established cell line culture models for cytotoxicity assesment of dental materials. *Toxicol In Vitro* 2005; 19: 145-54.
16. Annunziata M, Aversa R, Apicella A, Annunziata A, Apicella D, Buonaiuto C, et al. *In vitro* biological response to a light-cured composite when used for cementation of composite inlays. *Dent Materials* 2006; 22: 1081-5.
17. Sengün A, Buyukbas S, Hakki SS. Cytotoxic effects of dental desensitizers on human gingival fibroblasts. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 78: 131-7.
18. Moharamzadeh K, Brook IM, Noort RV. Biocompatibility of resin-based dental materials. *Materials* 2009; 2: 514-48.
19. Wataha JC, Lockwood PE, Schedle A, Noda M, Bouillaguet S. Ag, Cu, Hg, and Ni ions alter the metabolism of human monocytes during extended low-dose exposures. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 133-9.
20. Maxwell P, Salnikow K. HIF: an oxygen and metal responsive transcription factor. *Cancer Biol Ther* 2004; 3: 29-35.
21. Wataha JC, Lewis JB, Volkmann KR, Lockwood PE, Messer RLW, Bouillaguet S. Sublethal concentrations of Au(III), Pd(II), and Ni(II) differentially alter inflammatory cytokine secretion from activated monocytes. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 69: 11-7.
22. Freshney Ian R. *Culture of Animal Cells: A Manual of Basic Technique*, Fifth Edition. Hoboken; John Wiley & Sons: 2005. p.1-216.
23. Murray PE, García Godoy C, García Godoy F. How is the biocompatibility of dental biomaterials evaluated? *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2007; 12: 258-66.
24. Nicholson JW. *The chemistry of medical and dental materials*. Cambridge; The Royal Society of Chemistry: 2002. p.186-195.
25. Schweikl H, Hiller KA, Bolay C, Kreissl M, Kreismann W, Nusser A, et al. Cytotoxic and mutagenic effects of dental composite materials. *Biomaterials* 2005; 26: 1713-9.
26. Murray PE, Lumley PJ, Ross HF, Smith AJ. Tooth slice organ culture for cytotoxicity assesment of dental materials. *Biomaterials* 2000; 21: 1711-21.
27. Tuncer S, Demirci M. [The evaluation of dental materials biocompatibility]. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2011;21(2):141-149.
28. Erdemir EO, Şengün A, Ülker M. Cytotoxicity of mouthrinses on epithelial cells by micronucleus test. *European Journal of Dentistry* 2007;1(2):80-5.
29. Ergün G, Sağsen LM, Doğan A, Özkul A, Demirel E. [Examination of cytotoxicity of denture base resins, by agar diffusion and filter diffusion test methods]. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2006; 23: 31-7.
30. Ulu KG, Kirzioğlu Z. [Dentin permeability and effecting factors of dentin permeability: a review]. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2012; 6: 60-5.
31. Ülker HE, Ülker M, Özcan E. [Cytotoxicity evaluation of a new self-adhering flowable composite by dentin barrier test]. *Acta Odontologica Turcica* 2013;30(3):140-4.

32. About I, Camps J, Burger AS, Mitsiadis TA, Butler W, Franquin JC. Polymerized bonding agents and the differentiation *in vitro* of human pulp cells into odontoblast-like cells. *Dent Mater* 2005; 21: 156-63.
33. Schuster U, Schmalz G, Thonemann B, Mendel N, Metz C. Cytotoxicity testing with three dimensional cultures of transfected pulp-derived cells. *J Endod* 2001; 27: 259-65.
34. Çiçek C, Bilgiç A. [Cell culture training programme for specialist residents in virology laboratory: A model]. *İnfeksiyon Dergisi*, 2006; 20(3): 231-41.
35. Schmalz G, Hiller K, Nunez L, Stoll J, Weis K. Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. *J Endod* 2001; 27: 23-30.
36. Schmalz G, Schuster U, Thonemann B, Barth M, Esterbauer S. Dentin barrier test with transfected bovine pulp-derived cells. *J Endod* 2001; 27: 96-102.
37. Thom DC, Davies JE, Santerre JP, Friedman S. The hemolytic and cytotoxic properties of a zeolite-containing root filling material *in vitro*. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*. 2003; 95: 101-8.
38. Pişkin B, Avsever H, Gündüz K. [Evaluation techniques of biocompatibility of materials in dentistry]. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2009; 10(2): 41-9.
39. Bloching M, Reich W, Schubert J, Grummt T, Sandner A. The influence of oral hygiene on salivary quality in the Ames Test, as a marker for genotoxic effects. *Oral Oncol* 2007; 43: 933-9.
40. Schweikl H, Schmalz G, Spruss T. The induction of micronuclei *in vitro* by unpolymerized resin monomers. *J Dent Res* 2001; 80: 1615-20.
41. Schweikl H, Schmalz G, Weinmann W. Mutagenic activity of structurally related oxiranes and siloranes in *Salmonella typhimurium*. *Mutat Res* 2002; 521: 19-27.
42. Keiser K, Johnson C, Tipton DA. Cytotoxicity of mineral trioxide aggregate using human periodontal ligament fibroblasts. *J Endod* 2000; 26: 288-91.
43. Dufrane D, Cornu O, Verraes T, Schecroun N, Banse X, Schneider YJ, et al. *In vitro* evaluation of acute cytotoxicity of human chemically treated allografts. *European Cells and Materials* 2001; 1: 52-8.
44. Babich H, Reisbaum AG, Zuckerbraun HL. *In vitro* response of human gingival epithelial S-G cells to resveratrol. *Toxicol Letter* 2000; 114: 143-53.
45. Zorba YO, Yıldız M. [The Biocompatibility Tests and Criteria for Adhesive Restorative Materials]. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2007; 2: 15-21.
46. Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000; 11: 333-55.
47. Frankild, S, Volund A, Wahlberg JE, Andersen KE. Comparison of the sensitivities of the Buehler test and the guinea pig maximization test for predictive testing of contact allergy. *Acta Derm Venereol* 2000; 80: 256-62.
48. About I, Murray PE, Franquin JC, Remusat M, Smith AJ. Pulpal inflammatory responses following non-carious class V restorations. *Oper Dent* 2001; 26: 336-42.
49. Tan iC, Finger WJ. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three All-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent* 2002; 4: 283-9.
50. Murray PE, Windsor LJ, Symth TW, Hafez AA, Cox CF. Analysis of pulpal reactions to restorative procedures, materials, pulp capping, and future therapies. *Crit Rev Oral Bio Med* 2002; 13: 509-20.
51. Hauman CHJ, Love RM. Biocompatibility of dental materials used in contemporary endodontic therapy: a review, part 1. Intracanal drugs and substances. *Int Endodon J*. 2003; 36: 75-85.
52. Costa CS, Hebling J, Randall RC. Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. *Dent Mat* 2006; 22: 954-62.
53. Mjör IA. Minimum requirement for new dental materials. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 907-12.
54. Bayne SC. Dental restoration for oral rehabilitation-testing of laboratory properties versus clinical performance for clinical decision making. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 921-32.

Yazışma Adresi:

Uzm.Dt. Zehra SÜSGÜN YILDIRIM
Dicle Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi AD, Diyarbakır
Tel : + 90 553 454 11 23
E-mail: susgunzehra@gmail.com

Unilateral dudak damak yarığına sahip hastalarda farengeal havayolunun değerlendirilmesi*

Zeliha Müge Baka^α, Emire Aybüke Erdur^β, Sevtap Alp^α, Faruk Ayhan Başçiftçi^α

Selcuk Dent J, 2017; 4: 170-177 (Doi: 10.15311/selcukdentj.336658)

Başvuru Tarihi: 01 Eylül 2017
Yayına Kabul Tarihi: 11 Kasım 2017

ÖZ

Unilateral dudak damak yarığına sahip hastalarda farengeal havayolunun değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı unilateral tam dudak damak yarığına (UDDY) sahip hastaların farengeal hava yolu alanı, yumuşak damak ölçümleri ve kraniyoservikal postürünün değerlendirilmesi ve bu değerlerin dudak damak yarığına sahip olmayan kontrol grubu hastaları ile karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntemler: Çalışmaya rastgele ve retrospektif olarak seçilen 60 hasta dahil edilmiştir ve 2 gruba ayrılmıştır. Birinci grup UDDY (30 hasta; ortalama yaş, 15,07 ± 5,61 yıl), ikinci grup ise DDY olmayan iskeletsel Sınıf I (30 hasta; ortalama yaş, 16,34 ± 3,18 yıl) hastalardan oluşmaktadır. Hastalardan alınan lateral sefalometrik filmler üzerinde farengeal hava yolu alanları, yumuşak damak ölçümleri ve kraniyoservikal postür açıları hesaplanmıştır. Elde edilen verilerin gruplar arası karşılaştırmasında bağımsız T-testi kullanılmıştır.

Bulgular: UDDY grubundaki hastaların kontrol grubuna kıyasla önemli ölçüde daha küçük toplam ve aerial nazofarengeal alana sahip olduğu bulunmuştur (P <0,05). Ayrıca UDDY grubundaki hastaların yumuşak damaklarının daha kalın ve daha kısa olduğu bulunmuştur (P <0,05). Adenoidal nazofarengeal alan, orofarengeal alan, sert damak/yumuşak damak açısı (ANS-PNS-P°) ve kraniyoservikal postür açıları (NSL/CVT° ve NSL-OPT°) iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (P >0,05).

Sonuç: UDDY sahip hastaların toplam ve aerial nazofarengeal alanları kontrol grubuna göre daha küçüktür. Bu nedenle bu hastalarda tedavi planlaması yapılırken farengeal hava yolu üzerine pozitif bir etkiye sahip olmasına dikkat edilmelidir.

ANAHTAR KELİMELELER

Havayolu, sefalometri, yarık damak, yarık dudak

ABSTRACT

Evaluation of pharyngeal airway in patients with unilateral cleft lip palate

Background: The aim of this study was to evaluate the pharyngeal airway area, soft palate measurements and craniocervical posture of patients with unilateral cleft lip palate (UCLP) and compare these with control group patients who do not have a cleft.

Methods: Sixty patients randomly and retrospectively selected were included in the study and divided into 2 groups. The first group consisted of UCLP patients (30 patients, mean age, 15.07 ± 5.61 years) and the second group consisted of skeletal Class I patients with no cleft (30 patients, mean age, 16.34 ± 3.18 years). The pharyngeal airway areas, soft palate measurements and craniocervical posture angles were calculated on the lateral cephalometric films taken from the patients. Independent T-test was used to compare the data between groups.

Results: Patients in the UCLP group were found to have significantly smaller total and aerial nasopharyngeal area than the control group (P <0,05). In addition, the patients in the UCLP group were found to have thicker and shorter soft palates (P <0,05). There was no statistically significant difference between the two groups in adenoidal nasopharyngeal area, oropharyngeal area, hard palate/soft palate angle (ANS-PNS-P°) and craniocervical posture angle (NSL/CVT° and NSL-OPT°) (P >0,05).

Conclusion: The total and the aerial nasopharyngeal areas of patients with UCLP are smaller than the control group. Therefore, care should be taken to ensure that there is a positive effect on the pharyngeal airway when treatment planning is performed in these patients.

KEYWORDS

Airway, cephalometry, cleft palate, cleft lip

Dudak damak yarıkları, kraniyofasiyal bölgenin en sık rastlanan konjenital anomalisidir ve patogenezinde genetik ve çevresel faktörlerin etkili olduğu belirtilmektedir.^{1,2} Bu anomali tek başına gözlenebileceği gibi diğer kraniyofasiyal anomalilere

de eşlik edebilmektedir. Farengeal boyutlar ve kraniyofasiyal anomaliler arasındaki belirgin ilişki nedeniyle, kraniyofasiyal modelin hava yoluna ait yapıları etkilemesi beklenmektedir.^{3,4}

* Bu çalışma Dudak Damak Yarıkları Derneği 3. Uluslararası Kongresi (1-4 Aralık 2016, Konya, Türkiye)'nde "Unilateral Dudak Damak Yarığına Sahip Hastalarda Farengeal Havayolunun Değerlendirilmesi" başlığıyla sözlü bildiri olarak sunulmuştur.

Bu çalışmada herhangi bir çıkar/ilişki çatışması yoktur.

^α Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Konya

^β Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Konya

Dudak damak yarıklı bireylerin kraniyofasiyal morfolojisi, yarıklı olmayan bireylerden farklıdır.^{5,6} Bu bireylerde maksillanın veya mandibulanın retrognatik olması, maksiller darlık, kısa mandibular gövde, mandibulanın geri ve aşağı doğru rotasyonu ve buna bağlı artmış vertikal yükseklik de dahil olmak üzere farengeal havayolunun azalmasına yol açabilecek çeşitli kraniyofasiyal anomaliler gözlenebilmektedir.³⁻⁶ Bunlara; septal deviasyon, koanal atrezi, konka hipertrofisi, vomer deviasyonu ve alar darlık gibi burun anomalileri de eşlik edebilmektedir.⁷⁻⁹ Bu anomaliler, hastalarda genellikle farengeal hava yolu azalmasına bağlı olarak; uyku esnasında ağız solunumu, horlama veya solunum güçlüğü şikayetlerini beraberinde getirmektedir.¹⁰ Dudak damak yarıklı hastalarda, maksiller ve mandibular yapısal anomaliler ile birlikte yumuşak damağı kontrol eden palatal kasların fonksiyon bozukluğu sonucu farengeal havayolunun azalması uykuda solunum bozukluğu açısından yüksek risk oluşturmaktadır.¹¹ Uykuda solunum bozukluğu olan hastalarda hipertansiyon, kardiyovasküler ve serebrovasküler hastalıklar ve gün içerisinde aşırı uyku olma riski artmaktadır.¹² Dudak damak yarıklı hastalarda, eşlik eden anomaliler göz önünde bulundurulduğunda farengeal hava yolunun morfometrik değerlendirmesi önemlidir.

Havayolu, nazal direnç ve hava akımı testleri, nazoendoskopi, lateral sefalometri, manyetik rezonans görüntüleme (MRG), üç boyutlu (3D) görüntüleme (CT ve CBCT) gibi teşhis yöntemleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Ancak, üst havayolunun obstrüksiyonunun teşhisinde bunlardan hangisinin altın standard olduğu konusunda bir uzlaşma yoktur. Son zamanlarda yapılan çalışmalar üç boyutlu görüntülemenin özellikle CBCT'nin altın standard olabileceğini işaret etse de CBCT konvansiyonel lateral sefalometriye göre daha masraflıdır ve radyasyon dozu daha yüksektir. Bu nedenle, ortodonti hastalarında CBCT'nin belirli amaçlar için sınırlanması önerilmektedir. Lateral sefalometrik radyografi üst havayolunun değerlendirilmesi için basit ve tekrarlanabilir bir yöntemdir.¹³ Önceki çalışmalar, farengeal hava yolu anomalilerinin teşhisinde güvenilir olduğunu ve sefalometrik görüntüdeki nazofarengeal havayolu boşluğu ile CBCT taramasındaki gerçek hacimsel boşluk arasında pozitif bir korelasyon olduğunu göstermiştir.¹⁴

Bu çalışmanın amacı, unilaterale tam dudak damak yarığına sahip hastaların farengeal hava yolu alanı, yumuşak damak ölçümleri ve kraniyoservikal postürünün değerlendirilmesi ve bu değerlerin dudak damak yarığına sahip olmayan kontrol grubu hastaları ile karşılaştırılmasıdır. Bu çalışmanın sıfır hipotezi unilaterale tam dudak damak yarığına sahip hastalar ile dudak damak yarığına sahip olmayan hastalar arasında farengeal hava yolu açısından herhangi bir fark yoktur şeklindedir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu retrospektif çalışma Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalına ortodontik tedavi için başvurmuş hastaların tedavi öncesi arşiv kayıtları kullanılarak yürütülmüştür. Hastalar ve ebeveynleri, verilerinin bilimsel amaçlarla kullanılabilmesi için bilgilendirilmiş onam formu imzalamışlardır. Çalışmamızda örnek sayısının belirlenmesi için Gohilot ve ark.¹⁵ çalışmasındaki nazofarengeal alan ortalama ve standart sapma değerleri (UDDY: 801.87 ± 284.44; Kontrol: 1161.04 ± 175.57) baz alınmış ve örnek sayısı 17'şer hasta olduğunda %95 güce sahip olduğu tespit edilmiştir. Çalışma grubu için, üç yaşından önce aynı cerrahi prosedürle opere edilmiş, unilaterale tam dudak damak yarığına (UDDY) sahip, rastgele 30 hasta (17 erkek, 13 kız; ortalama yaş, 15,07 ± 5,61 yıl) seçilmiştir. Kontrol grubu için ise aynı arşiv kayıtlarından, çalışma grubu ile yaşa ve cinsiyete göre eşleştirilmiş, dudak damak yarığı olmayan, normal büyüme paternine ve iskeletsel Sınıf I malokluzyona sahip 30 hasta (16 erkek, 14 kız; ortalama yaş, 16,34 ± 3,18 yıl) seçilmiştir. Tonsillektomi, adeneidektomi ve tekrarlayan bademcik iltihabı hikayesi olan, sık soğuk algınlığı (yılıda 6 veya daha fazla) geçiren, daha önce herhangi bir ortodontik tedavi gören, travma hikayesi olan ve herhangi bir sendromu bulunan hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. **Tablo 1**'de grupların SNA, SNB, ANB ve SN-GoGn ortalama, standart sapma ve karşılaştırmaları verilmiştir.

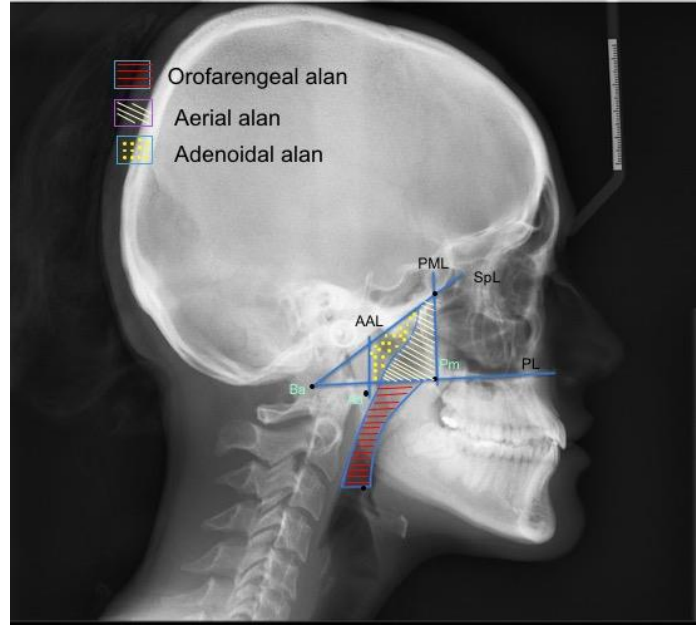
Tablo 1.

Grupların SNA, SNB, ANB ve SN-GoGn ortalama, standart sapma ve karşılaştırmaları

Parametreler	Gruplar	Ortalama	SS	P
SNA	UDDY	76,7	4,2	0,082
	Kontrol	81,5	3,1	
SNB	UDDY	76,6	3,7	0,344
	Kontrol	79,4	2,9	
ANB	UDDY	0,1	3,6	0,000
	Kontrol	2,1	1,1	
SN-GoGn	UDDY	36,3	6,6	0,421
	Kontrol	35,0	4,7	

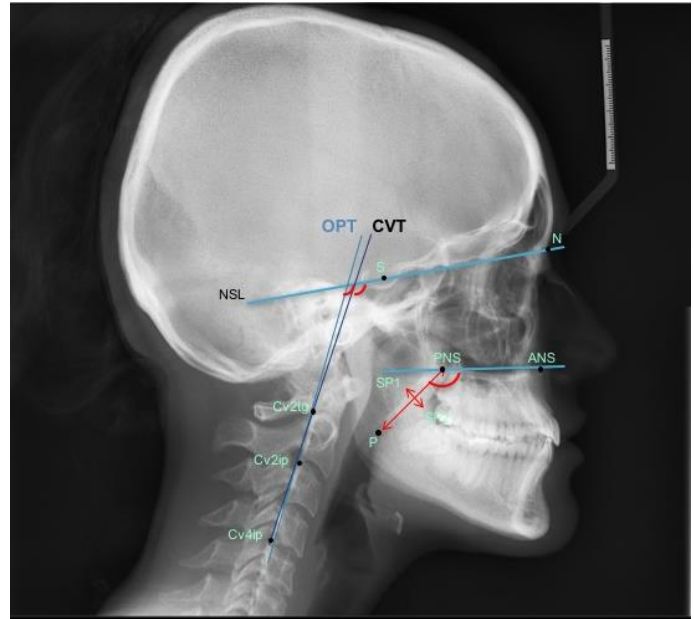
SS: standart sapma

Hastaların farengeal hava yolu alanları, yumuşak damak ölçümleri ve kranioservikal postür açıları lateral sefalometrik filmler ile değerlendirilmiştir. Lateral sefalometrik filmler, aynı röntgen cihazı (Planmeca ProMax, Helsinki, Finlandiya) kullanılarak, Frankfurt horizontal düzlemi yere paralel olacak şekilde, dişler sentrik okluzyonda iken alınmıştır. Tüm filmler aynı bilgisayarda, aynı araştırmacı (SA) tarafından, Adobe Reader XI (sürüm 11.0.22 Adobe Systems, Kaliforniya, ABD) yazılımı kullanılarak kör olarak analiz edilmiştir. **Şekil 1** ve **Şekil 2** sırasıyla toplam, adenoidal, aerial nazofarengeal ve orofarengeal alanlar ile yumuşak damak ve kranioservikal açı ölçümlerinin analizinde kullanılan referans nokta ve düzlemleri göstermektedir. **Şekil 1**'de gösterildiği gibi palatal düzlem (ANS-PNS), Basion (Ba) noktasından sfenoid kemiğin alt kenarına teğet geçen sfenoid düzlem ve bir tanesi atlasın ön noktasından (Aa) diğeri pterigomaksiller fissürden (Pm) olmak üzere palatal düzleme dik iki çizgi referans olarak alınarak toplam nazofarengeal alan hesaplanmıştır. Toplam nazofarengeal alanı ifade eden yamuk içerisinde adenoidal ve aerial nazofarengeal alanlar belirlenmiştir. Orofarengeal havayolunun sınırları ise arkada posterior faringeal duvar, önde dil ve yumuşak damağın dorsal kısmı, üstte posterior faringeal duvara kadar uzanan palatal düzlem altta ise bu düzleme paralel ve epiglottisin tepesine teğet geçen düzlemdir.¹⁶ **Şekil 2**'de gösterildiği gibi yumuşak damak pozisyonunun sefalometrik değerlendirilmesinde yumuşak damağın en uç noktası referans olarak kullanılmıştır. Yumuşak damak uzunluğu posterior nazal spina (PNS) ile yumuşak damağın ucu (P) arasındaki mesafe olarak, yumuşak damak kalınlığı da yumuşak damak uzunluk hattına dik olarak ölçülen yumuşak damağın maksimum kalınlığı (SP1-SP2) olarak ölçülmüştür. Yumuşak damak açısı da anterior nazal spina, posterior nazal spina ile yumuşak damağın ucu arasında kalan açı (ANS-PNS-P)'dir. Kranioservikal postürün değerlendirilmesinde kranioservikal açıları kullanılmıştır. **Şekil 2**'de gösterildiği gibi bu açıları da Sella (S) –Nasion (N) düzlemi ile 2. vertebranın üst (Cv2tg) ve alt (Cv2ip) arka sınırından geçen düzlem (OPT) ile 2. vertebranın üst arka (Cv2tg) ve 4. vertebranın alt arka (Cv4ip) sınırlarından geçen düzlem (CVT) arasında kalan açılarıdır.¹⁶



Şekil 1.

Nazofarengeal (Aerial+Adenoidal) ve orofarengeal alan



Şekil 2.

Kranioservikal postür açıları ve yumuşak damak ölçümleri

İstatistiksel analiz

İstatistiksel analizler SPSS yazılımı (version 17.0, SPSS, Chicago, Il) kullanılarak yapılmıştır. Verilerin normalitesini değerlendirmek için Shapiro-Wilks testi ve varyans homojenitesini değerlendirmek için Levene's testi uygulanmıştır. Elde edilen verilerin gruplar arası karşılaştırmasında bağımsız örneklem t-testi kullanılmıştır.

Metod hatasını belirlemek için, her iki gruptan rastgele seçilen 12 adet lateral sefalometrik filmin çizim ve ölçümleri aynı araştırmacı tarafından 2 hafta sonra tekrarlanmıştır. Ölçümlerin güvenilirliğini değerlendirmek için Houston¹⁷ tarafından tarif edilen sınıf içi korelasyon katsayıları hesaplanmış ve en düşük değerin $r=0,908$ olduğu bulunmuştur.

BULGULAR

Grupların havayolu alan değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 2'de verilmiştir. Nazofarengeal havayolu alan değerleri UDDY grubunda kontrol grubuna göre daha düşük olmakla beraber, orofarengeal havayolu alan değerleri kontrol grubuna göre daha yüksektir. Gruplar arasında aerial alan ve total alan değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. UDDY grubundaki hastaların kontrol grubuna kıyasla önemli ölçüde daha küçük toplam ve aerial nazofarengeal alana sahip olduğu bulunmuştur ($P < 0,05$). Adenoidal alan ve orofarengeal alan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir.

Tablo 2.

Grupların havayolu alan değerlerinin ortalama, standart sapma ve karşılaştırmaları

Ölçümler	Gruplar	N	Ortalama	SS	P
Adenoidal alan (mm ²)	UDDY	30	260,08	50,64	0.135
	Kontrol	30	281,95	60,78	
Aerial alan (mm ²)	UDDY	30	308,80	89,03	0.006
	Kontrol	30	362,13	52,12	
Total alan (mm ²)	UDDY	30	568,89	103,17	0.002
	Kontrol	30	644,09	75,75	
Orofarengeal alan (mm ²)	UDDY	30	492,18	126,94	0.151
	Kontrol	30	452,32	79,86	

N: örnek sayısı; SS: standart sapma

Grupların yumuşak damak ölçüm değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 3'de görülmektedir. Yumuşak damak açısı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermezken, yumuşak damak kalınlığı ve uzunluğu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ($P < 0,05$). UDDY grubundaki hastaların yumuşak damaklarının daha kalın ve daha kısa olduğu bulunmuştur ($P < 0,05$).

Tablo 3.

Grupların yumuşak damak ölçüm değerlerinin ortalama, standart sapma ve karşılaştırmaları

Ölçümler	Gruplar	N	Ortalama	SS	P
Yumuşak damak kalınlık SP1-SP2 (mm)	UDDY	30	8,87	1,60	0.019
	Kontrol	30	7,92	1,44	
Yumuşak damak uzunluk PNS-P (mm)	UDDY	30	30,18	3,80	0.000
	Kontrol	30	33,66	3,01	
Yumuşak damak açısı ANS-PNS-P (°)	UDDY	30	126,96	6,80	0.099
	Kontrol	30	129,43	4,30	

N: örnek sayısı; SS: standart sapma

Grupların kranioservikal açıların ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 4'te görülmektedir. Kranioservikal postür açılarında (NSL/CVT° ve NSL-OPT°) iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($P > 0,05$).

Tablo 4.

Grupların kranioservikal postür açıların ortalaması, standart sapma ve karşılaştırmaları

Ölçümler	Gruplar	N	Ortalama	SS	P
NSL-OPT (°)	UDDY	30	105,90	10,18	0.892
	Kontrol	30	105,58	7,67	
NSL-CVT (°)	UDDY	30	104,26	20,70	0.302
	Kontrol	30	108,48	7,96	

N: örnek sayısı; SS: standart sapma

TARTIŞMA

Nazofarenks ve orofarenks önemli konum ve fonksiyonlara sahiptirler; çünkü her ikisi de solunum ve yutmanın yapıldığı ünitenin bir parçasını oluşturur ve yapılarında lenfoid doku içerirler.¹⁸ Farengeal bölge, kemik bölmelerinin, kas fonksiyonlarının ve yumuşak dokuların kompleks etkileşimlerinden etkilenir. Bu bölge estetik yüz uyumunu da etkiler ve konuşmanın ve işitmenin anatomik temelini sağlar.¹⁹ Farenks ve dentofasiyal yapılar arasındaki yakın ilişki nedeniyle, farengeal yapılar ile dentofasiyal yapı arasında karşılıklı

bir etkileşimin oluşması beklenmektedir ve bu nedenle ortodontide her zaman ilgi konusu olmuştur. Dudak damak yarığına sahip hastaların farengeal yapısı konjenital deformite nedeniyle yarıksız bireylerden farklı olup üst havayolunun daha küçük olduğu bildirilmiştir.²⁰ Çalışmamızda, UDDY sahip hastaların farengeal hava yolu alanı, yumuşak damak ölçümleri ve kraniyoservikal postürünün lateral sefalogramlar kullanılarak değerlendirilmesi ve bu değerlerin benzer yaş ve cinsiyetteki dudak damak yarığına sahip olmayan kontrol grubu hastaları ile karşılaştırılması planlanmıştır.

Çalışmamızda kullanılan lateral sefalometrik radyograflar üç boyutlu bir yapının iki boyutlu görünümünü tasvir ettiği için bu yöntemin doğruluğuyla ilgili tartışmalar mevcuttur. Havayolunun sefalometrik analizinde sagittal düzlemde anatomik olarak iyi tanımlanmış noktalarda hassas ölçümleri mümkün kıldığı için çalışmamızda lateral sefalogramlar kullanılmıştır. Riley ve ark.,²¹ sefalogramlarla ölçülen farengeal havayolu alanı ile üç boyutlu bilgisayarlı tomografi taraması kullanılarak yapılan ölçümler arasında oldukça yüksek doğrulukta öngörülebilirlik ile yüksek derecede korelasyon ($r=0,92$) bildirmişlerdir. Sefalometri ayrıca düşük maliyet, kolaylık, radyasyona az miktarda maruz kalma, baş konumunu, kraniyofasiyal morfolojiyi ve farengeal havayolunu aynı anda analiz edebilme özelliği de dahil olmak üzere diğer teknikler üzerinde önemli avantajlara sahiptir.

Çalışmamızda UDDY grubundaki hastaların kontrol grubuna kıyasla önemli ölçüde daha küçük toplam ve aerial nazofarengeal alana sahip olduğu bulunmuştur. Adenoidal alan ve orofarengeal alan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Benzer şekilde, Shahidi ve ark.²² UDDY sahip hastaların farengeal havayolu hacimlerini normal bireylerle CBCT kullanarak karşılaştırdıkları çalışmalarında, total ve superior havayolu hacimlerinin UDDY grubundaki hastalarda anlamlı derecede daha düşük olduğunu ve inferior havayolu hacimlerinin iki grup arasında anlamlı farklılık göstermediğini bulmuşlardır. Imamura ve ark.²³ dudak damak yarıklı ve yarıksız erkek bireylerde adenoid dokuların ve üst solunum yollarının boyutlarını 2 boyutlu olarak karşılaştırdıkları çalışmalarında adolesan dönemde adenoid dokular arasında iki grup arasında anlamlı fark olmadığını ve üst solunum yolunun ise dudak damak yarığı grubunda önemli ölçüde küçük olduğunu bildirmişlerdir. Wada ve ark.²⁴ UDDY sahip hastalarda nazofarengeal gelişimi, kontrol grubu ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, kraniyal taban

bölgesi ve servikal vertebra gelişiminde kontrol grubuyla fark olmadığını; üst çene ve nazofarengeal gelişiminin kontrol grubuna göre daha az olduğunu bildirmişlerdir. Diwakar ve ark.²⁵ UDDY sahip hastalarda farengeal hava yolu hacmini değerlendirdikleri çalışmalarında, nazofarengeal hava yolu hacminin kontrol grubuna göre anlamlı olarak küçük olduğunu bildirmişlerdir. Yoshihara ve ark.²⁶ dudak damak yarıklı hastalar ve kontrol grubu arasında total orofarengeal hava yolu hacimleri açısından anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak, Rana ve ark.²⁷ yaptıkları çalışmalarında UDDY sahip çocuklarda toplam farengeal hacim, nazofarengeal, orofarengeal ve hipofarengeal alan ve hacim açısından yarıksız çocuklarla karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark olmadığını göstermişlerdir. Sonuçlardaki farklılığın nedenini çalışmalarında değerlendirdikleri UDDY sahip çocukların yarık defektlerinin farklı şiddette olması ve farklı merkezlerde, farklı protokollerle farklı sayıda opere edilmeleri şeklinde açıklamışlardır. Cheung ve Oberoi²⁸ çalışmalarında da bizim bulgularımızın aksine, nazofarengeal hava yolu hacminde dudak damak yarığı olan grupta havayolunun kısıtlanmadığını belirtmişlerdir. Dudak damak yarıklı çocuklarda daha geniş havayolu hacmi bulunmasını görüntülerin maksiller genişletme sonrası çekilmesi nedeniyle maksiller ekspansiyona bağlamışlardır. Çelikoğlu ve ark.²⁹ yaptıkları çalışmalarında bizim çalışmamızdan farklı olarak, UDDY sahip hastalarda kontrol grubuna kıyasla orofarengeal havayolu hacmini anlamlı olarak daha küçük bulurken nazofarengeal havayolu hacminde iki grup arasında anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Baş pozisyonu, kraniyofasiyal morfoloji ve farengeal havayolu arasındaki ilişki yumuşak doku germe hipotezi ile açıklanabilir. Bu hipoteze göre, havayolu yeterliliğindeki değişim kraniyoservikal açılarda değişimlerle sonuçlanan nöromüsküler geribildirimlere neden olmaktadır.³⁰ Ansar ve ark.¹⁶ yaptıkları çalışmalarında mandibulanın vertikal büyüme paterni, kraniyoservikal postür ve farengeal havayolu alanı arasında ilişki bulunduğunu ve hiperdiverjan hastalarda normodiverjan ya da hipodiverjan hastalara kıyasla daha küçük nazofarengeal ve orofarengeal havayolu ve daha geniş kraniyoservikal açılar olduğunu rapor etmişlerdir. Bu bulgulara paralel olarak bizim çalışmamızda da, benzer vertikal büyüme modeli gösteren UDDY ve kontrol grupları arasında kraniyoservikal postür açıları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Azalmış farengeal havayollarının tipik olarak geniş bir kraniyoservikal açılanma ile bağlantılı olduğu belirtilmiştir.¹⁶ Baş genellikle küçük olan hava

yolu alanını telafi etmek için ekstansiyona uğramaktadır.³¹ Aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamakla beraber, NSL/CVT° açısının kontrol grubunda daha geniş bulunmasının kontrol grubunda orofarengal alan değerlerinin daha küçük olmasıyla ilişkisi olabilir.

Tam yarıklı vakalarda, yarık insisiv foramen boyunca uzanır. Yumuşak damakta palatal kas liflerinin bağlanması ve oryantasyonu değişmiştir ve normalde orta hatta birleşen kaslar, sert damağın arka kenarına bağlanır. Bu nedenle, velofarengal sfinkter fonksiyonu bozularak, velofarengal yetmezliğe ve konuşma gelişiminde sorunlara yol açar.³² Yumuşak damağın uzunluğu ve fonksiyonu, nazofarenks derinliği ve genişliği ve posterior ve lateral faringeal duvarların hareketi gibi faktörler, konuşmanın kalitesini belirler.³³ Çalışmamızda UDDY grubundaki hastaların yumuşak damaklarının daha kısa ve daha kalın olduğu bulunmuştur. Yumuşak damak onarımından dolayı bu beklenen bir sonuçtur. Benzer şekilde, Wada ve ark.²⁴ UDDY sahip hastalarda yumuşak damağın kontrol grubundaki hastalara göre daha kısa olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışma ile UDDY hastalarının farengal hava yolu alanları, yumuşak damak ölçümleri ve kraniyoservikal postür açıları lateral sefalogramlar kullanılarak değerlendirilmiş ve bu özellikler benzer yaş ve cinsiyetteki dudak damak yarığına sahip olmayan kontrol grubu hastaları ile karşılaştırılmıştır. Bulgularımız UDDY hastalarının aerial nazofarengal alan ve total nazofarengal alan değerlerinin anlamlı derecede kontrol grubundan düşük olduğunu ve UDDY grubundaki hastaların yumuşak damaklarının anlamlı derecede daha kalın ve daha kısa olduğunu göstermiştir. Çalışmamızın sıfır hipotezi reddedilmiştir. Literatür incelendiğinde UDDY hastalarının havayolunun değerlendirildiği çalışmalarda farklı sonuçların olduğu dikkat çekmektedir. Çalışmamızda cinsiyetler ve yaş grupları arasındaki farklılıklar değerlendirilmemiştir. Sonuçların doğruluğunun değerlendirilebilmesi için örnek sayısının artırılarak farklı yaştaki ve cinsiyetteki bireylerin de karşılaştırıldığı, ölçümlerin üç boyutlu olarak yapıldığı ilave çalışmalara ihtiyaç vardır.

SONUÇ

Sonuç olarak, UDDY sahip hastaların aerial ve toplam nazofarengal alanları kontrol grubuna göre daha küçüktür. UDDY sahip hastalarda dar farengal hava yolu fonksiyonel solunum bozukluğu ile sonuçlanabilir. UDDY sahip hastalarda farengal yapı ve hava yolu fonksiyonu arasındaki ilişkiyi açıklayabilmek için daha ileri araştırmalar yapılmalı ve bu hastalarda ortodontik tedavi planlaması yapılırken, farengal hava yolu üzerine pozitif bir etkiye sahip olmasına dikkat edilmelidir.

KAYNAKLAR

1. Shapira Y, Lubit E, Kuftinec MM, Borell G. The distribution of clefts of the primary and secondary palates by sex, type, and location. *Angle Orthod* 1999; 69: 523-8.
2. Aylsworth AS. Genetic considerations in clefts of the lip and palate. *Clin Plast Surg* 1985; 12: 533-42.
3. Lopatienė K, Dabkutė A, Juškevičiūtė V. Vertical and sagittal morphology of the facial skeleton and the pharyngeal airway. *Stomatologija* 2016; 18: 21-5.
4. Joseph AA, Elbaum J, Cisneros GJ, Eisig SB. A cephalometric comparative study of the soft tissue airway dimensions in persons with hyperdivergent and normodivergent facial patterns. *J Oral Maxillofac Surg* 1998; 56: 135-9.
5. Ozturk Y, Cura N. Examination of craniofacial morphology in children with unilateral cleft lip and palate. *Cleft Palate Craniofac J* 1996; 33: 32-6.
6. Silva Filho OG, Calvano F, Assunção AG, Cavassan AO. Craniofacial morphology in children with complete unilateral cleft lip and palate: a comparison of two surgical protocols. *Angle Orthod* 2001; 71: 274-84.
7. Warren DW, Duany LF, Fischer ND. Nasal pathway resistance in normal and cleft lip and palate subjects. *Cleft Palate J* 1969; 6: 134-40.
8. Hairfield WM, Warren DW, Seaton DL. Prevalence of mouthbreathing in cleft lip and palate. *Cleft Palate J* 1988; 25: 135-8.
9. Warren DW, Drake AF, Davis JU. Nasal airway in breathing and speech. *Cleft Palate Craniofac J* 1992; 29: 511-9.
10. Rose E, Staats R, Thissen U, Otten JE, Schmelzeisen R, Jonas I. Sleep-related obstructive disordered breathing in cleft palate patients after palatoplasty. *Plast Reconstr Surg* 2002; 110: 392-6.
11. MacLean JE, Hayward P, Fitzgerald DA, Waters K. Cleft lip and/or palate and breathing during sleep. *Sleep Med Rev* 2009; 13: 345-54.
12. Marcus CL. Clinical and pathophysiological aspects of obstructive sleep apnea in children. *Pediatr Pulmonol Suppl* 1997; 16: 123-4.
13. Major MP, Flores-Mir C, Major PW. Assessment of lateral cephalometric diagnosis of adenoid hypertrophy and posterior upper airway obstruction: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 700-8.
14. Aboudara C, Nielsen I, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher D. Comparison of airway space with conventional lateral headfilms and 3-dimensional reconstruction from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135: 468-79.
15. Gohilot A, Pradhan T, Keluskar KM. Cephalometric evaluation of adenoids, upper airway, maxilla, velum length, need ratio for determining velopharyngeal incompetency in subjects with unilateral cleft lip and palate. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2014; 32: 297-303.
16. Ansari J, Maheshwari S, Verma SK, Singh RK, Agarwal DK, Bhattacharya P. Soft tissue airway dimensions and craniocervical posture in subjects with different growth patterns. *Angle Orthod* 2015; 85: 604-10.
17. Houston WJ. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod* 1983; 83: 382-90.
18. Agarwal V, Reddy G, Jain S, Goyal V, Chugh T. Relation of pharynx with orofacial structures in Jaipur (India) population exhibiting normal occlusion with respect to sex: a cross sectional study. *J IndOrthodSoc* 2011; 45: 207-11.
19. Wermker K, Jung S, Joos U, Kleinheinz J. Nasopharyngeal development in patients with cleft lip and palate: a retrospective case-control study. *Int J Otolaryngol* 2012; 2012: 458-507.
20. Warren DW. A quantitative technique for assessing nasal airway impairment. *Am J Orthod* 1984; 86: 306-14.
21. Riley RW, Powell NB, Guilleminault C. Cephalometric roentgenograms and computerized tomographic scans in obstructive sleep apnea. *Sleep* 1986; 9: 514-5.
22. Shahidi S, Momeni Danaie S, Omid M. Comparison of the Pharyngeal Airway Volume between Non-Syndromic Unilateral Cleft Palate and Normal Individuals Using Cone Beam Computed Tomography. *J Dent (Shiraz)* 2016; 17: 268-75.
23. Imamura N, Ono T, Hiyama S, Ishiwata Y, Kuroda T. Comparison of the sizes of adenoidal tissues and upper airways of subjects with and without cleft lip and palate. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122: 189-94.
24. Wada T, Satoh K, Tachimura T, Tatsuta U. Comparison of nasopharyngeal growth between patients with clefts and noncleft controls. *Cleft Palate Craniofac J* 1997; 34: 405-9.

25. Diwakar R, Sidhu MS, Jain S, Grover S, Prabhakar M. Three-dimensional evaluation of pharyngeal airway in complete unilateral cleft individuals and normally growing individuals using cone beam computed tomography. *Cleft Palate Craniofac J* 2015; 52: 346-51.
26. Yoshihara M, Terajima M, Yanagita N, Hyakutake H, Kanomi R, Kitahara T, et al. Three-dimensional analysis of the pharyngeal airway morphology in growing Japanese girls with and without cleft lip and palate. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141: 92-101.
27. Rana SS, Duggal R, Kharbanda OP. Area and volume of the pharyngeal airway in surgically treated unilateral cleft lip and palate patient: A cone beam computed tomography study. *Journal of Cleft Lip and Palate and Craniofacial Anomalies* 2015; 2: 27-33.
28. Cheung T, Oberoi S. Three dimensional assessment of the pharyngeal airway in individuals with non-syndromic cleft lip and palate. *PLoS One* 2012; 7: e43405.
29. Celikoglu M, Buyuk SK, Sekerci AE, Ucar FI, Cantekin K. Three-dimensional evaluation of the pharyngeal airway volumes in patients affected by unilateral cleft lip and palate. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014; 145: 780-6.
30. Solow B, Kreiborg S. Soft-tissue stretching: a possible control factor in craniofacial morphogenesis. *Scand J Dent Res* 1977; 85: 505-7.
31. Hellsing E. Changes in the pharyngeal airway in relation to extension of the head. *Eur J Orthod* 1989; 11: 359-65.
32. van Aalst JA, Kolappa KK, Sadove M. MOC-PSSM CME article: Nonsyndromic cleft palate. *Plast Reconstr Surg* 2008; 121: 1-14.
33. McWilliams BJ, Musgrave RH. Diagnosis of speech problems in patients with cleft palate. *Br J Disord Commun* 1971; 6: 26-32.

Yazışma Adresi:

Yrd.Doç.Dr. Zeliha Müge BAKA
Selçuk Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD
Selçuklu, Konya
Tel : +90 332 223 11 72
Faks : +90 332 223 00 62
E-mail: mugen97@hotmail.com

Selcuk Dental Journal 2017 Yılı Yazar Dizini

A-B-C-Ç

Akbulut MB.....	1, 44
Akın C.....	10, 110
Akın M.....	128
Alan R	6
Alp S	170
Arı Aydınbelge H.....	116
Aslantaş A.....	123
Aydın MS.....	162
Aydın A.....	94
Aydoğan F.....	144
Bakır EP.....	162
Baka ZM.....	170
Bakır Ş.....	162
Başçiftçi FA	170
Baykul T.....	94
Bekman E.....	123
Bektaş Z.....	134
Canpolat N.....	106
Cengiz D.....	52
Çevik P.....	52

D-E-F-G

Delilbaşı Ç.....	101
Dönmez MB.....	59
Düç B.....	123
Erbeyoğlu AA.....	6
Erdur EA.....	128, 170
Esen A.....	17
Fındık Y.....	94
Güneş B.....	116
Güneşer MB.....	1, 44
Gürler G.....	101

Gürses M.....	134, 153
Güzeldemir Akçakanat E.....	23

H-I-İ-K-L

Işık B K.....	17
İnan Kurugöl P.....	36
İrdem HÖ.....	106
İnan Ö.....	110
Kara HB.....	36
Kara Ö.....	36
Karabekiroğlu S.....	28, 134
Kazak M.....	89, 139
Koçak Büyükdere A.....	23
Kurt M.....	68

M-N-O-Ö

Menziletoğlu D.....	17
Okutan Y.....	59
Öğreten Tunçay S.....	94
Öncü E.....	6, 77
Öztürk S.....	89
Özyılmaz Ö Y.....	10, 36

P-R-S-T

Pektaş ZÖ.....	84
Sağ Güngör F.....	28
Sarı T.....	36
Selçuker A H.....	123
Sevimay M.....	10
Soğancı AE.....	134
Suluk Tekkesin M.....	101
Somay SD.....	84
Süsgün Yıldırım Z.....	162
Şener S.....	17
Şenişik NE.....	94, 144

Tamer Y.....	84
Taşsöker M.....	17
Tuncel İ.....	123
Turhan Bal B.....	68
Turp I.....	123

U-Ü-Y-Z

Ünlü N.....	134, 153
Ünverdi Eldeniz A.....	1, 44
Yücel M T.....	59
Yıldırım G.....	106
Yıldırım M.....	128
Yılmaz S.....	101

Selcuk Dental Journal 2017 Yılı Konu Dizini

0-9

24 Months follow-up CEREC CAD-CAM ceramic overlay restorations: Report of 3 cases..... 139

A-B-C-Ç

A large mass in the mandible of an eight year old child..... 101

Aktif sabit ortodontik tedavi sırasında meydana gelen dental travma: Vaka raporu.....144

Alveolar proses fraktürünün semi-rijid fiksasyon ile tedavisi: Bir olgu sunumu..... 106

Amalgam yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ve farklı adeziv sistemlerinin ortodontik amaçlı molar tüplerin bağlanma dayanımları üzerine etkilerinin değerlendirilmesi..... 134

An unexpected behavior of a patient after a diastema closure treatment.....89

Assessment of the mandibular incisive canal by panoramic radiograph and cone-beam computed tomography 17

Assessment of the sealing ability of resin based root-canal sealers using glucose leakage model..... 116

Comparison of bond strengths of self etch adhesive systems in orthodontic bracket bonding procedures..... 128

Comparison of gingivectomy procedures for patient satisfaction: Conventional and diode laser surgery 6

Çeşitli antiseptik taşıyıcılarla karıştırılan kalsiyum hidroksitin *Enterococcus faecalis* üzerindeki antimikrobiyal etkinliği 44

D-E-F

Diş hekimliğinde biyoyumluluk ve değerlendirme yöntemleri..... 162

Dentin hassasiyetinin etiyojisi ve risk faktörleri.....28

Effect of luting space and cements on retention of implant supported crowns fabricated by laser sintering..... 10

Effect of thermal and mechanical load cycling on dentin bond strength of a self-etch resin luting cement 36

Farklı antiseptik taşıyıcı ve kalsiyum hidroksit kombinasyonlarının doku çözücü etkinliğinin incelenmesi 1

Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyanın ağız içi tamirine etkisi..... 52

Farklı yüzey işlemleri ve hızlandırılmış yapay yaşlandırmanın monolitik seramik sistemlerin yüzey pürüzlülüğü ve topografisi üzerine etkileri..... 68

Fasiyal asimetrinin ortodontik-cerrahi tedavisi: Vaka raporu..... 94

K-L-M

Metal-seramik restorasyonlarda fırınlama sayısı ve seramik kalınlığının renk değişimine etkisi..... 123

Multidisipliner yaklaşımla yeni gülüş tasarımı: Olgu sunumu..... 23

N-O-S

Okluzal Çürük Teşhis Yöntemlerine Güncel Bakış..... 153

Otojen iliak kemikle greftlenen atrofik maksillanın 4 implant üstü zirkonyum sabit protezle rekonstrüksiyonu: Olgu sunumu..... 84

Sosyoekonomik şartların diş hekimliği öğrencilerinin ağız sağlığına olan etkisi: Anket çalışması. 59

T-U-V

The effect of different dentin hypersensitivity treatments on the shear bond strenght of self-adhesive resin to dentin..... 110

The effect of free gingival graft on peri-implant health..... 77

Unilateral dudak damak yarığına sahip hastalarda farengeal havayolunun değerlendirilmesi 170