



TÜRK DİŞHEKİMLERİ BİRLİĞİ
İZMİR
DİŞHEKİMLERİ ODASI

İZMİR DİŞHEKİMLERİ ODASI BİLİMSEL DERGİSİ

YIL(Year):2021 CİLT(Volüme):1 SAYI (Number):2



dişhekim

İZMİR DİŞHEKİMLERİ ODASI BİLİMSEL DERGİSİ

Yayın Kurulu

SAHİBİ

Yaman YAMANGİL
İzmir Dişhekimleri Odası
Başkanı

EDİTÖR

Doç.Dr.Mehmet EMİN KAVAL

GRAFİK TASARIM

Meliha Unutmaz
Sevilen Acar

YAZIŞMA ADRESİ

İZMİR DİŞHEKİMLERİ ODASI
Anadolu Caddesi No:40 Tepekule
İş Merkezi D:209/ Bayraklı/İzmir

İzmir Dişhekimleri Odası Bilimsel
Dergisinde yayımlanan tüm yayın-
ların yayım hakkı İzmir Dişhekim-
leri Odası Yayın Kuruluna aittir.

ISSN:2791-6642

Dört ayda bir yayınlanır

İzmir Diş Hekimleri Odası Bilimsel Dergisi Bilimsel
Danışma Kurulu

Prof. Dr. Bora Bağış, İzmir Demokrasi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

Prof. Dr. Candan Efeoğlu, Dokuz Eylül Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

Prof. Dr. Dr. Mehmet İrfan Karadede, İzmir Katip Çelebi
Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Prof. Dr. Mehmet Kemal Çalışkan, Ege Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

Prof. Dr. Mine Dünder Çömlekoğlu, Ege Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

Prof. Dr. Murat Türkün, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Prof. Dr. Nazan Ersin, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Prof. Dr.Nurcan Buduneli, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Prof. Dr. Pelin Güneri, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Prof. Dr. Servet Doğan, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

İÇİNDEKİLER
(CONTENTS)

YIL (Year): 2021

CİLT (Volum): 1

SAYI (Number): 2

Endodontik Şekillendirmede Kullanılan Güncel Nikel Titanyum Enstrümanların Öne Çıkan Metalürjik ve Tasarımsal Özellikleri

Prominent Metallurgical and Design Properties of Contemporary Nickel-Titanium Instruments Used in Endodontic Shaping

Ekim Onur ORHAN.....41

Dentin Hassasiyeti ve Klinik Yaklaşımı

Dentin Sensitivity and Clinical Management

Dilek AKIN, Çiğdem ATALAYIN ÖZKAYA.....51

Çocuk Diş Hekimliğinde Bilgisayar Destekli İntraosseöz Anestezi

Computer Assisted Intraosseous Anesthesia Applications in Pediatric Dentistry

Alp Abidin ATEŞÇİ.....61

Tüm Seramik Restorasyonların Klinik Uygulamalarında Önemli Aşamalar

Dentin Sensitivity and Clinical Management

Beril KOYUNCU, Ayşegül KOŞDAŞ, Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU, Muharrem Erhan ÇÖMLEKOĞLU.....67

Endodontik Şekillendirmede Kullanılan Güncel Nikel Titanyum Enstrümanların Öne Çıkan Metalürjik ve Tasarımsal Özellikleri

Prominent Metallurgical and Design Properties of Contemporary Nickel-Titanium Instruments Used in Endodontic Shaping

Ekim Onur ORHAN^{1,2}

 <https://orcid.org/0000-0002-8755-2558>

¹ Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Translasyonel Tıp Uygulama ve Araştırma Merkezi, Eskişehir, Türkiye

² Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti A.D., Eskişehir, Türkiye

ÖZET

Kök kanalını şekillendirmesi için nikel titanyum alaşımdan (NiTi) üretilmiş enstrümanlar kullanılmaktadır. NiTi alaşımlarının elastik deformasyon sınırlarının, paslanmaz çelik alaşımına göre yüksek olması nedeniyle kök kanal anatomisinin karmaşık doğası için metalürjik yapısı önemli bir avantaj oluşturmaktadır. Tork kontrollü motor tahrikli kullanılan NiTi enstrümanlar, el ile kullanılan konvansiyonel paslanmaz çelik enstrümanlar ile karşılaştırıldığında şekillendirme sırasındaki prosedürel hata insidansını azalttığı için kök kanal hazırlığının kalitesini iyileştirmektedir. Ancak, klinisyenler çok sayıda marka ve model alternatifinin bulunduğu nitelikli malzemelerin seçiminde kararsız kalabilmektedir. Güncel olarak, "256 farklı motor tahrikli NiTi enstrümanı alternatifi"nin mevcut olduğu bilinmektedir. Doğal olarak yüzlerce farklı marka ve model alternatifi bulunan NiTi enstrümanlarının özneliklerinin derlenmesi mümkün görünmemektedir. Ana hedef, günlük dişhekimliği pratiğinde kullanılan NiTi enstrümanlardaki son teknolojik güncellemelere disiplinler arası bir perspektiften bakabilmektir. Bu doğrultuda amaç, klinisyenler için, güncel NiTi enstrümanlarının marka veya modelden bağımsız olarak öne çıkan metalürjik ve tasarımsal özneliklerinin bilimsel kanıtlar ile derlenmesidir.

Anahtar sözcükler: Endodonti, enstrüman tasarımı, metalürji, nikel titanyum

ABSTRACT

Instruments made by nickel-titanium alloy (NiTi) are used for the root canal shaping. Since the elastic deformation limits of NiTi alloys are higher than that of stainless-steel alloys, their metallurgical character is a significant advantage for the complex nature of root canal anatomy. Torque-controlled, engine-driven NiTi instruments improve the quality of root canal preparation as they reduce the incidence of procedural errors during shaping compared to hand-held conventional stainless-steel instruments. However, it may be confused in the selection of such these materials, where there are many brand and model alternatives. Currently, it is known that 256 different alternatives of engine-driven NiTi instruments are existed. Inherently, it does not simple to review the characteristics of NiTi instruments, which have hundreds of different brands and models. The main goal is to view at the current technological updates in NiTi instruments used in day-to-day dental practice from an interdisciplinary perspective. In concordance, the aim is to review the prominent metallurgical and design features of current NiTi instruments, regardless of brand or model, with scientific evidence for clinicians.

Keywords: Endodontics, instrument design, metallurgy, nickel-titanium

GİRİŞ

Günümüzde, kök kanalını şekillendirmesi için nikel titanyum alaşımdan (NiTi) üretilmiş enstrümanlar kullanılmaktadır (McSpadden 2007). NiTi alaşımlarının elastik deformasyon sınırlarının, paslanmaz çelik alaşımına göre yüksek olması nedeniyle kök kanal anatomisinin karmaşık doğası için metalürjik yapısı önemli bir avantaj oluşturmaktadır (Thompson 2000). Tork kontrollü olarak motor tahrikli kullanılan bu tür enstrümanlar, el ile kullanılan konvansiyonel paslanmaz çelik enstrümanlar ile karşılaştırıldığında şekillendirme sırasındaki prosedürel hata insidansını azalttığı için kök kanal hazırlığının kalitesini iyileştirdiği yönünde raporlar mevcuttur (Cheung ve ark. 2009, Bürklein ve ark. 2013).

Sağlık sektöründe nitelikli malzemenin seçimi, sağlık hizmeti sunucularının gündelik olarak karşılaştığı önemli bir sorundur (Adulin ve ark. 2015). Ancak, klinisyenler çok sayıda marka ve model alternatifinin bulunduğu nitelikli malzemelerin seçiminde kararsız kalabilmektedir (Büyükoçkan ve Göçer 2019). Spesifik olarak, Endodontik tedavi özelinde şekillendirme aşamasında kullanılan kök kanal enstrümanları çok sayıda farklı alternatifi barındırmaktadır. Güncel olarak, "256 farklı motor tahrikli NiTi enstrümanı alternatifi" nin mevcut olduğu bildirilmektedir (<http://rootcanalanatomy.blogspot.com/search/label/Preparation%20Systems>). Endodontik NiTi enstrümanların kısa zaman içerisinde kaydettiği yüksek çeşitliliğin doğal bir sonucu olarak klinisyenler ve temel disiplinler arasında bir boşluk oluşabilir. Bu boşluğun kapanmasına ise kanıta dayalı güncel bilgilerin periyodik olarak derlenmesi katkıda bulunabilir. Ana hedef, günlük dişhekimliği pratiğinde kullanılan NiTi enstrümanlardaki son teknolojik güncellemelere disiplinler arası bir perspektiften bakabilmektir. Bu doğrultuda amaç, klinisyenler için, güncel NiTi enstrümanlarının marka veya modelden bağımsız olarak öne çıkan metalürjik ve tasarımsal özelliklerinin bilimsel kanıtlar ile derlenmesidir.

Neden NiTi alaşım şekillendirme enstrümanları yapısında tercih ediliyor?

Kök kanalının şekillendirilmesi sırasında kök kanalı içerisinde basamak veya tekrarlayan basamak oluşumu, perforasyon ya da kanaldan debris taşıma gibi komplikasyonlar meydana gelebilir (Zupanc ve ark. 2018). Hem paslanmaz çelik hem de NiTi alaşımdan üretilen endodontik enstrümanlar, eğimli bir kök kanalı

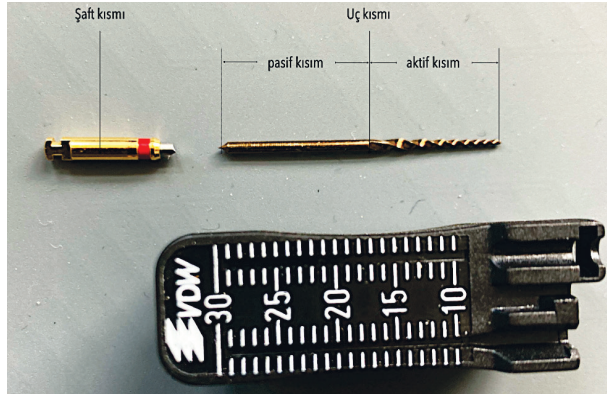
içerisinde düzleşme eğilimindedir ve bu da kök kanal duvarları üzerinde lateral bir stres oluşumuna neden olmaktadır (Glossen ve ark. 1995). Bu lateral stresi en aza indirmek ve merkezlenmiş bir şekillendirme yapabilmek için endodontik enstrümanların temel gereksinimi yüksek esnekliktir (Viana ve ark. 2010). Motor tahrikli NiTi endodontik enstrümanlarla kök kanal hazırlığının paslanmaz çelik el aletlerine göre anlamı oranda daha az kanal transportasyonu ve daha az şekillendirme hatasına yol açtığı rapor edilmiştir (Glossen ve ark. 1995, Short ve ark. 1997, Schafer 2001, Schafer ve Lohmann 2002).

Bir şekillendirme enstrümanının kırılması nasıl gerçekleşir?

Paslanmaz çelik alaşıma göre NiTi alaşımının yüksek esneme limitlerine rağmen, NiTi endodontik enstrümanların şekillendirme esnasında ansızın kırılması demotiv edici bir sorundur (Gutmann ve Gao 2012). Motor tahrikli NiTi enstrümanların çalışması sırasında kırılması temelde iki şekilde karşımıza çıkmaktadır;

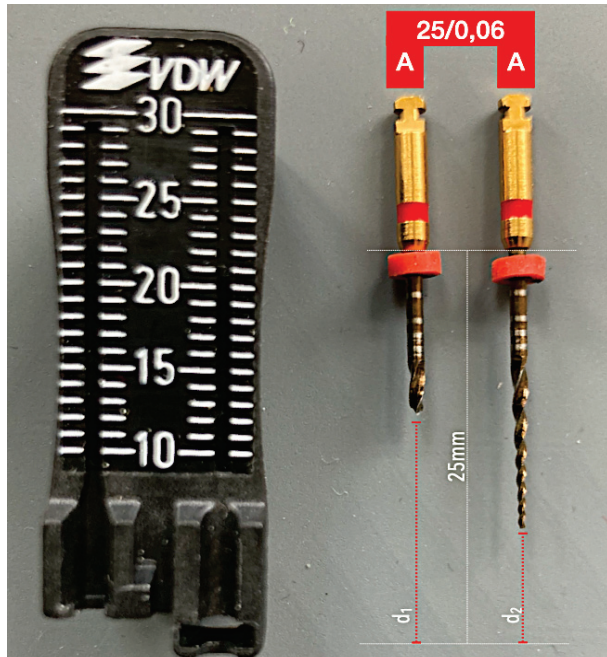
- I. Burkulma (Torsiyonel) türünde stres aşımı nedenli deformasyon limitlerin aşılması
- II. Döngüsel yorgunluk nedenli deformasyon limitlerin aşılmasıdır (Shen ve ark. 2013).

Doğal olarak bir enstrümanın rotasyonel kinematiklerle kök kanal duvarlarında kesme meydana getirebilmek için yüzeye temas etmesi gerekir. Kesme amaçlı her bir temas, sürtünme ve sıkışma kuvvetlerinden dolayı enstrüman yapısının strese maruz kalmasına neden olmaktadır (Martin ve ark. 2003). Enstrümanın maruz kaldığı stresin yoğunlaştığı yerlerde, shaft kısmına bakan bölüm çizgisel hareketine devam ederken, uç kısmına bakan bölümün hareketi örselenebilir (Martin ve ark. 2003) (Şekil 1). Bir başka ifade ile kök kanal duvarlarına vidalanma durumu ortaya çıkabilir. Böyle bir durumda enstrümanın elastik sınırının aşılmasına bağlı olarak deformasyona ve kopmalara neden olmaktadır (Martin ve ark. 2003). Kök kanal enstrümanları için özel olarak hazırlanmış uluslararası standartlar maksimum burkulma dayanım miktarını (maksimum tork değeri) ve kopmaya kadar yapmış olduğu açığı hesaplamayı sağlayan test yöntemlerini tanımlamışlardır (ADA/ANSI 2008, ISO 3630 2019).

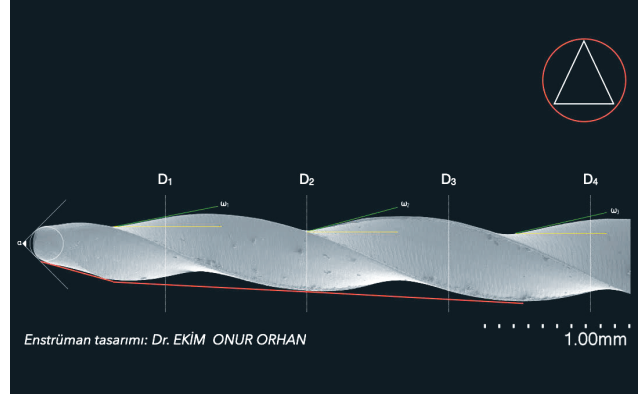


Şekil 1. Scope RS (25/0,06; Gtech Dizayn Ltd., Yozgat, Türkiye) enstrüman örneğinde NiTi bir enstrümanın şaft kısmı ve uç kısmının gösterimi (4.5x büyütme, yazar arşivi).

İkinci olarak NiTi enstrümanlar kurvatürlü kök kanallarında ya da fırçalama hareketiyle yapılan şekillendirme sırasında döngüsel olarak yorulma eğilimindedir (Gao ve ark. 2010). Her bir enstrümanın karakteristik bir döngüsel yorulma değer aralığı mevcuttur (Gao ve ark. 2010). Daha basit bir ifade ile, bir tel parçasını tekrarlayan bir hareketle farklı yönlerde sürekli bükmeye çalıştığımızda büküm odağında kırılma meydana gelir. Bu kırılma döngüsel yorgunluk nedeni kırılmazdır. Kırıldığı nokta ise odaksal mikro çatlakların oluştuğu ve kristalografik metal kafesin düzlemsel olarak ayrıldığı alandır (Gao ve ark. 2010) (Şekil 2). Enstrümanların döngüsel yorulma direnci genellikle bir kırılma meydana gelene kadar geçen süre ile veya kırılmaya kadar yaptığı döngü sayısı ile ölçülmektedir (Orhan ve ark. 2021).



Şekil 2. İki aynı Scope RS (25/0,06; Gtech Dizayn Ltd., Yozgat, Türkiye) enstrüman örneğinde (A) döngüsel yorulma testi sonrasında farklı seviyelerden kırılma durumunun gösterimi (4.5x büyütme, yazar arşivi).



Şekil 3. Yazarın longitudinal planda bir NiTi enstrüman tasarım çalışmasının ekran görüntüsü. Görselde yer alan kırmızı çizgi; koniklik açıları, D1-D4; aktif kısım adımları (1 mm), α; uç açısı, ω1- ω3; kesme açıları 30x büyütme.

NiTi enstrümanların kırılma direncini etkileyen faktörler aşağıdaki gibi sıralanabilir (Vasconcelos ve ark. 2016, Dosanjh ve ark. 2017, Grande ve ark. 2017, Zupanc ve ark. 2018);

- Eşit atomlu NiTi alaşımın spesifik modifikasyonları
- Enstrümanın kesit ve adım tasarımı
- Koniklik (taper) açısı veya enstrüman çapı
- Uygulama basıncı
- Statik veya dinamik uygulama çalışma tekniği
- Yükelenen kinematik hareketler
- Ortam sıcaklığı
- Ortamdaki irrigasyon solüsyonunun türü
- Deneysel test modelleri arasındaki farklılıklar

Bir şekillendirme enstrümanının tasarımına ait anahtarlar nelerdir?

Tasarımlar, enstrümanların kesme, merkezleme, debriz atımı verimliliğini etkilemektedir (Baumann 2004). Mounce (2004)' a göre bir şekillendirme enstrümanının öne çıkan tasarımsal unsurları aşağıdaki gibi sıralanabilir (Şekil 3):

- Koniklik (taper) açısı
- Enstrüman kor (çekirdek) çapı
- Kesit geometrisi
- Aktif adım ya da oluk sayısı veya sıklığı
- Yüzey kesme açısı (Rake açısı)
- Uç bitim şekli
- Toplam longitudinal uzunluk
- Parsiyel longitudinal uzunluklar (aktif kısım, pasif kısım, şaft kısmı)

Temelde, daha büyük enstrüman çapı ile maksimum burkulma dayanım miktarını artarken esneklik azalır (Melo ve ark. 2008). Buna bağlı olarak, küçük koniklik

değerine sahip enstrümanların döngüsel yorulma direncini artırmıştır (Bahia ve Buono 2005).

Güncel NiTi sistemlerinde "S-şekli (iki bıçaklı), karmaşık şekilli (iki ve üç bıçaklı); "üçgen şekil (üçlü bıçak); "dışbükey üçgen şekil (üçlü bıçak)" ve "üçlü U şekli (radyal alanları bulunan üç bıçak)" olarak kesit tasarımları kullanılmaktadır (Baumann 2004).

NiTi alaşımının metalürjik özellikleri nelerdir?

NiTi alaşımı, 'Amerikan Denizcilik Dairesi' Ar-Ge laboratuvarlarında geliştirilmiştir (Buehler ve ark. 1963). Bu alaşım eşit ağırlıklı oranda nikel ve titanyum elementleri içermektedir. (Thompson 2000). NiTi tipik olarak, metal alaşımlarda tanımlanan katı hal fazlarına sahiptir (Shen ve ark. 2013).

Bu derlemede üzerinde sıkça durulacak NiTi yapısındaki kristaller yapılar ya da katı hal fazları aşağıdaki gibidir (Shen ve ark. 2013);

- I. Östenit fazı (Kübik kristal (B2) yapısına sahip yüksek sıcaklık fazı)
- II. Martenzit fazı (Monoklinik kristal (B190) yapısına sahip düşük sıcaklık fazı)

NiTi alaşımı ya da $Ti_{48}Ni_{52}$ elde etmek için gerekli koşullardan bir tanesi yüksek sıcaklıkta yaşlandırmaktır (Örneğin 400 °C) (Zel'dovich ve ark. 1997). NiTi alaşımının üretimi sırasında bu esas fazlar ile bazı dönüşüm fazları ortaya çıkmaktadır (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018). İkame elementlerin varlığı veya ani termal değişikliklerin katkıda bulunduğu süreçte farklı faz dönüşümleri izlenebilir (Zel'dovich ve ark. 1997). Üretim stratejileri içerisinde NiTi alaşımların mekanik dayanımlarını arttırma adına gerçekleştirilen birtakım termogravimetrik üretimsel detaylar (faz dönüşüm sıcaklıkları, kristal ya da çekirdek dağılımları gibi) patentler altında korunmaktadır (Zinelis ve ark. 2010).

NiTi alaşımının içerisindeki katı hal fazları ve dağılımları, mekanik dayanımını ve etkinliğini doğrudan etkileyen bir faktördür (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018). Örneğin, bir NiTi alaşımı yoğunluklu olarak östenitik durumdaysa, daha fazla rijidite gösterir, bir başka ifade ile daha az esneklik gösterir (Zhou ve ark. 2013). Eğer Martenzitik durumda ise, daha yumuşaktır, kolaylıkla deforme edilebilir ve şekil hafızasına sahiptir (Zhou ve ark. 2013). Martenzitik durumda olan enstrümanlarının, Östenitik durumda olanlara göre *daha*

yüksek döngüsel yorulma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018).

Enstrüman üretimine hazır ham NiTi çubuklar ham madde tedarikçileri tarafından soğuk olarak işlenir (Zinelis ve ark. 2007). Soğuk işleme bağlı alaşım yapısındaki kristaller, kafes şeklindeki uzaydaki dizilimlerinde ait kusurlar barındırmaktadır (Zinelis ve ark. 2007). Bazı NiTi enstrüman üreticileri, bu soğuk işleme ait kusuru en aza indirebilmek için kristal yapılarını mekanik stres altında ve/veya termal uygulamalar ile yeniden düzenlemektedirler (Otsuka ve Ren 2005, Zinelis ve ark. 2007). Literatürde, "Isıl işlem görmüş (heat-treated) NiTi alaşım" ifadesi bu anlama gelmektedir. Isıl işlem görmüş NiTi alaşımının, ısıl işlem görmemiş NiTi alaşımından daha yüksek döngüsel yorulma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (Zinelis ve ark. 2007, 2010).

Endodontik şekillendirme enstrümanlarında kullanılan NiTi alaşım çeşitleri nelerdir?

NiTi alaşımların metalürjik yapılarına göre enstrümanların özellikleri Tablo 1'de özetlenmiştir. Literatürde, Endodontik NiTi enstrümanların yapısal kategorizasyonu normal koşullarda sahip oldukları faza yoğunluklarına ve işleme yöntemleri göz önüne alınarak yapılmaktadır (Zupanc ve ark. 2018). NiTi alaşımların metalürjik yapılarına göre aşağıdaki başlıklar altında incelenebilir:

A. Östenitik durumdaki NiTi alaşımlar (kronolojik sıralanmıştır)

- 1- Süperelastik NiTi (Konvansiyonel NiTi) alaşımı
- 2- Elektroparlatma ile yüzey modifikasyonu uygulanmış NiTi alaşımlar
- 3- M-wire® alaşımlar
- 4- R-faz durumundaki Östenitik NiTi alaşımlar

B. Martenzitik durumdaki NiTi alaşımlar (kronolojik sıralanmıştır)

- 1- CM-wire® alaşımlar
- 2- Gold-wire® alaşımlar
- 3- Blue-wire® alaşımlar
- 4- Elektrik deşarjlı işleme (EDM-wire®) teknolojisi ile üretilmiş CM-wire®
- 5- Max-Wire®

alaşım

Tablo 1. Nikel titanyum alaşımların özelliklerine göre enstrümanların özellikleri.

	NiTi alaşımlar	Burkulma tipine göre deformasyona direnç	Döngüsel yorulmaya karşı direnç	Korozyona karşı direnç	Merkezeleme etkinliği	Kesme etkinliği
Östenitik alaşımlar	Konvansiyonel NiTi	Yüksek	Düşük	Düşük	Düşük	Yüksek
	Elektroparlatma ile yüzey modifikasyonu uygulanmış Konvansiyonel NiTi	Yüksek	Düşük	Yüksek	Düşük	Yüksek
	M-wire®	Yüksek	Orta	Yüksek*	Orta	Yüksek
	R-faz	Düşük	Orta	Yüksek*	Orta	Düşük
Martenzitik alaşımlar	CM-wire®	Orta	Yüksek	Yüksek*	Yüksek	Orta
	EDM-wire®	Orta	Yüksek	Yüksek*	Yüksek	Yüksek
	Gold-wire®	Orta	Yüksek	Yüksek*	Yüksek	Yüksek
	Blue-wire®	Orta	Yüksek	Yüksek*	Yüksek	Yüksek
	Max-wire®	Düşük	Yüksek	Yüksek*	Yüksek	Bilinmiyor

- * Kategorilerin ticari temsilcilerinde elektroparlatma işlemi uygulandığı için "korozyona karşı direnç" bu kategoride "yüksek" olarak ifade edilmiştir.

Östenitik durumdaki NiTi alaşımlar

Geleneksel NiTi alaşımların elemental mikroanalizlerine baktığımızda, ağırlıkça %56 Ni ve %44 Ti içerdiği görülmektedir (Thompson 2000). Ayrıca, bu alaşımlar östenitik halde bulunmaktadır ve "süperelastik" özelliklere sahiptir (Thompson 2000). "Süperelastik" terminolojisi literatürdeki ilk ifade ediliş biçimi itibarıyla halen süregelmektedir (Ninan ve Berzins 2013). Aslında, konvansiyonel östenitik NiTi alaşımlar, paslanmaz çelik alaşımlara göre çok esnek olduğu için literatürde bu ünvanı almıştır. Halbuki, günümüzde konvansiyonel NiTi alaşımından çok daha yüksek elastik limitlere ulaşan martenzitik enstrümanlar mevcuttur (Ninan ve Berzins 2013).

Östenitik enstrümanın nihai şeklini verebilmek için ya da tasarımı işleyebilmek için aşındırarak şekillendirme yapılmaktadır (Thompson 2000). Enstrümana horizontal yönde yapılan aşındırma ya da taşıyarak öğütme sürecinin bir dezavantajı enstrüman yüzeyinin zayıflamasına neden olduğu bilinen bir dezavantajdır (Thompson 2000, Kuhn ve ark. 2001, Lopes ve ark. 2016). Bu zayıf yüzey yapısı, mikron boyutlarda çatlaklar ve düzensizliklerin oluşması nedeniyle enstrümanın kesme etkinliğinin azalmakta, kırılmaya karşı direncin düşmesine veya korozyona karşı direncin azalmasına neden olmaktadır (Thompson 2000, Kuhn ve ark. 2001, Lopes ve ark. 2016). Bu nedenle, yüzey enerjisini düşürmek ve düzensizleri giderebilmek için son yüzey bitirme işlemi olan elektroparlatma (EP) uygulanmaktadır (Anderson ve ark. 2007, Cheung ve ark. 2007). Böylece, enstrüman yüzeyindeki taşlama işleminin neden olduğu düzensizlikleri, çatlakları ve artık stres bir miktar giderilmektedir (Anderson ve ark. 2007, Cheung ve ark. 2007). EP uygulanmış NiTi alaşımların, kırılmaya karşı direnci, kesme etkinliğini ve korozyona karşı direnci bir miktar iyileştirdiği rapor edilmiştir (Kuhn ve ark. 2001).

Sportswire LLC (Langley, OK, ABD) tarafından 2007 yılında patentli bir termomekanik üretim prosedürü

geliştirmiş ve bu NiTi alaşıma M-Wire® adı verilmiştir. Döngüsel yorulma direncini ve esnekliği artırılan bu yeni alaşım içeriği, ağırlıkça %55,8 Ni, %44,2 Ti ve eser elementlerden oluşmaktadır (Berendt 2007). M-Wire® fizyolojik sıcaklıklarda Östenitik durumda olmakla birlikte, az miktarda da Martenzitik ve R dönüşüm fazlarını içermektedir (Alapati ve ark. 2009). M-Wire®, konvansiyonel SE NiTi alaşıma göre elastik limitleri daha yüksektir (Gao ve ark. 2012). Konvansiyonel NiTi ile M-Wire® karşılaştırılmasında, torsiyonel maksimum direnç değerleri benzerken, döngüsel yorulma direnci karşı daha yüksek direnç gösterdiği rapor edilmiştir (Johnson ve ark. 2008, Gao ve ark. 2012).

Kavo-Kerr grubu altında yer alan SybronEndo (Orange, CA, ABD) tarafından 2008 yılında "R fazı"nda enstrüman alaşımı tanıtılmıştır. Daha açık bir ifade ile, "R fazı" bir NiTi alaşımının esnekliğini artırma amaçlı katı halin termal işlenmesi sırasında ortaya çıkan bir fazdır (Zel'dovich ve ark. 1997). Spesifik sıcaklıklarda Nitinol ikame metal iyonlar ile beslendiğinde, Martenzitik öncesi eşkenar dörtgen bir faz oluşumu gerçekleştirilmektedir (Zel'dovich ve ark. 1997). Bu faza rhombohedral faz ya da kısaca R fazı adı verilmektedir (Zel'dovich ve ark. 1997). Yumuşak bir yapı sergileyen R fazındaki NiTi çubukları, diğer östenitik durumdaki enstrümanlardan farklı olarak longitudinal yönde aşındırma yapılır (Larsen ve ark. 2009). Tasarım süreci, kesit şekli verilen çubukların burkulması (büküm) ile devam eder (Larsen ve ark. 2009). Tasarımı işlenen enstrüman nihai şeklini korumak için ek termal süreçlerle Östenit faza kısmen geri dönüştürülür (Hou ve ark. 2011). Son yüzey işlemesi olan EP uygulandıktan sonra süreç sonlandırılır (Larsen ve ark. 2009). Geliştirilmiş esnekliğin bir sonucu olarak, R fazındaki enstrümanlar, geleneksel NiTi döner sistemlere göre daha az kanal transportasyonu ve daha yüksek merkezleme yeteneğine sahiptir (Gambarini ve ark. 2008, Hashem ve ark. 2012, Rejula ve ark. 2017). Ancak R fazındaki enstrümanlar, M-Wire® enstrümanlara benzer döngüsel yorulma direnci sergilemektedirler

(Gambarini ve ark. 2008, Larsen ve ark. 2009)

Martenzitik durumdaki NiTi alaşımlar

Martenzitik durumdaki NiTi alaşımı, östenitten daha yumuşak, kolaylıkla deforme edilebilir ve şekil hafızasına sahiptir (Zhou ve ark. 2013). Döngüsel yorulma ve kırılma direncinin Martenzitik fazın yoğunlukta olduğu alaşımlarda, Östenit fazdan daha üstün olduğu rapor edilmiştir (McKelvey ve Ritchie 2001). Esas olarak martenzitik ağırlıklı endodontik enstrümanlar üretebilmek için NiTi alaşımının termal işlemlerin modifikasyonu gerekmektedir (örneğin termomekanik işlemlerle) (Shen ve ark. 2013).

Martenzitik enstrümanlarını anlayabilmek için bu özel faz varyantını anlamak gereklidir. Martenzitik alaşımların eldesini ifade etmek gerekirse, NiTi alaşımının ısıtılma evresinde, Östenitik anafaz ya da B2 kristali karakteristik Östenit bitim sıcaklık eşiği aşıldıkça sıcaklık artırılması ile süreç başlamaktadır (Zupanc ve ark. 2018). Daha sonra soğuma evresine alındığında, Martenzitik faz ya da B190 kristalleri ani soğutulma sırasındaki spesifik dip sıcaklıklarda yoğunluklu olarak serbest kalmaktadır (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018). Bu dip sıcaklıklar Martenzitik bitim sıcaklık eşiği aşıldıkça ani soğutulma olarak gerçekleşmektedir (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018). Bu özel termal sürece "martenzitik ikizleme" adı verilmektedir. Martenzitik ikizleme ile nihai Martenzitik kristal yoğunluklu kafes yapısı, Östenitik yapıya göre daha düşük simetri ve varyasyonlu dizilim göstermektedir. (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018). Her alaşımın gösterdiği özneliksel sıcaklık dönüşüm değerleri farklı olduğu için, ikizleme ile Martenzitik faz dönüşümü sağlanan NiTi enstrümanların tasarımında bir bozulma olmaksızın, her alaşım yeni ve farklı bir karakter kazanmaktadır. (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018). 'Kaack' prensibine göre, ikizleme ile oluşturulan Martenzitik bir alaşım stres altında belirli bir limite kadar plastik bir deformasyona uğradığında (yaklaşık %8 düzeyde), Östenitik bitim sıcaklık eşiği aşıldıkça sıcaklık yükseltgenmesi ile yeniden ilk şeklini geri kazanabilir (Kaack 2002). Bazı tescilli NiTi enstrüman üreticileri, "otoklavlama sonrası ya da kaynamış su içerisinde deforme olan enstrüman şeklinin yeniden eski halini alabildiği" yönünde ifadeler kullanmaktadır. Gerçekleşen bu durum, aslında "Kaack" tarafından açıklanmış "Martenzitik reoryantasyon" fenomenidir (Kaack, 2002).

Şekil hafızası bulunan CM-wire® (Controlled Memory NiTi), NiTi enstrüman tasarımında kullanılmak üzere çoğunlukla Martenzitik durumda (yoğunlukta) tescillenmiş ilk alaşımdır (Zhou ve ark. 2012). CM-wire®,

üretildiği 2010 yılından bu yana yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda Östenitik alaşım alternatiflerinin tamamına göre daha esnek olduğu ve yüksek döngüsel yorulma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (Shen ve ark. 2011, 2012, Plotino ve ark. 2014, Goo ve ark. 2017, Soares ve ark. 2017). R fazındaki enstrümanlarda görülen ve yüksek esnekliğin olumsuz kesme verimliliği ile sonuçlandığı durumların, CM-wire® enstrümanlarda Martenzitik faz yoğunluklarından dolayı etkilenmediği de rapor edilmiştir (Morgental ve ark. 2013, Peters ve ark. 2014). Ayrıca, CM-wire® enstrümanlarında burkulma tipi yorgunluk değer aralığı, Östenitik durumdaki enstrümanlar ile benzeşmektedir (Casper ve ark. 2011, Peters ve ark. 2012).

Coltene Whaledent Inc. (Altstätten, İsviçre) tarafından 2016 yılında yeni bir yöntem ile CM-wire® alaşımına tasarım işlenmiştir. Bu yeni yöntem "elektrik deşarjlı işleme (EDM) teknolojisidir (Pirani ve ark. 2016). Üreticisine göre, EDM-wire® ile üretilen enstrümanın yüzeyi daha sert olmaktadır ve EDM-wire® enstrümanlarının bu sayede kırılma/kopma/ayrılma direnci ve kesme verimliliği artırmaktadır (Hyflex EDM resmi internet sayfası, https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/31328A_HyFlexEDM_Brochure_US.pdf). Prensip olarak EDM, atımlı bir elektrik deşarjı ünitesi ile "hassas bir malzemenin şekillendirilmesine olanak tanıyan temassız bir işleme prosedürüdür" (Bojorquez ve ark. 2002, Daneshmand ve ark. 2013). Geleneksel fiziksel temasla aşındırma işleminde görülen düzensiz stresler kaynaklı zayıf yüzey yapıları (Thompson 2000, Kuhn ve ark. 2002, Lopes ve ark. 2016), EDM ile elimine edilmektedir (Bojorquez ve ark. 2002, Daneshmand ve ark. 2013, Pirani ve ark. 2016). Her ne kadar EDM-wire®, özünde bir CM-wire® dan işlenmiş bir yapı olsa da, üretimindeki mekanik temas ve streslerin en aza inmesi faz dağılımını da etkilemiştir (Pirani ve ark. 2016, Iacono ve ark. 2017). Karşılaştırmalı gözlemsel çalışmalarda, EDM-wire® örneklerinin, CM-wire®, M-wire®, ve Östenitik durumdaki örneklerle göre ortalama döngüsel yorulma direncinin yüksek olduğu rapor edilmiştir (Kaval ve ark. 2016, Pedulla ve ark. 2016, Pirani ve ark. 2016, Goo ve ark. 2017, Iacono ve ark. 2017).

Günümüzde en çok Martenzitik durumda bulunan enstrümanlar Gold-wire® ve Blue-wire® alaşımlardan üretilmektedir. Blue-wire®, mavi renkli Martenzitik durumda, Gold-wire® ise sarı renkli Martenzitik durumda farklı tescilli alaşımlardır. Bu tescilli alaşımlar 2011 yılında, Dentsply Sirona (Balleagues, İsviçre) tarafından tanıtılmıştır. Gold-wire® ve Blue-wire® enstrümanlar CM-wire® da olduğu gibi şekil hafızası sergilemektedirler

(Plotino ve ark. 2014). Gold-wire® ve Blue-wire® alaşımların, CM-wire® ile arasındaki temel farklılık "post-machine thermal processing" olarak anılan tasarım uygulandıktan sonra tescilli ısı işleme tabi tutulmalarıdır (Pereira ve ark. 2015). Bu da yüzey yapılarının sertliğini yükseltgeyen bir faktördür (Gao ve ark. 2012). Gold-wire® ve Blue-wire® da yüzey yapı modifikasyonuna bağlı olarak, kesme etkinliği, kırılmaya karşı direnci yüksektir (Gao ve ark. 2012). Blue-wire®'daki karakteristik mavi rengin temelinde titanyum oksit tabakasının sorumlu olduğu bilinmektedir (Hu ve ark. 2014). Ancak, Gold-wire® enstrümanların sarı renkli yapıları, yine sarı renkli olan CM-wire® ile benzeşmektedir (Hyflex CM resmi internet sayfası. Erişim tarihi: Haziran 28, 2021. URL: http://www.hyflex.info/fileadmin/dam/DATEN/HyFlex-CM/downloads/allgemein/6846_05-13_HyFlex_CM_EN.pdf).

Bütün Gold-wire® ve Blue-wire® alaşımlardan üretilen enstrümanlar, geleneksel NiTi, M-wire®, ve R faz enstrümanlarına göre yüksek esneklik ve yorulma direnci göstermektedir (Gao ve ark. 2012, Nguyen ve ark. 2014, Plotino ve ark. 2014, Hieawy ve ark. 2015, Elnaghy ve Elsaka 2017, Elnaghy ve Elsaka 2018, Kaval ve ark. 2016, De-Deus ve ark. 2017, Ertuğrul ve Orhan 2019, Orhan ve ark. 2021). Günümüzde, faz dönüşüm sıcaklıkları CM-wire®, Gold-wire® ve Blue-wire® alaşımlara çok yakın karakteristiklere sahip farklı Martenzitik durumda çokça enstrüman ve alaşım marka patentlemeleri de bulunmaktadır. Bu derleme içerisinde genel karakteristikleri benzeştiğinden dolayı her bir patente yer verilmemiştir.

FKG Dentaire (La Chaux-de-Fonds, İsviçre) tarafından 2017 yılında hem Martenzitik şekil hafızası hem de Östenitik süperesneklik özelliklerinin bir araya getirildiği yeni bir NiTi alaşımı olan Max-Wire® tanıtılmıştır. Max-Wire® üretiminde NiTi termomekanik bir süreçten geçirilmektedir. Üretici bilgisine göre, Max-Wire® enstrümanları oda sıcaklığında Martenzitik durumda iken, kanal içi sıcaklığa maruz kaldıklarında Östenitik duruma dönüşmektedir (XP-endo Finisher resmi web sitesi, http://www.fkg.ch/sites/default/files/201610_fkg_xp_endo_finisher_b_rochure_v2_en_web_0.pdf). Daha küçük enstrüman çaplarının döngüsel yorgunluğu direncini arttırdığı ve aksine burkulma direncini azalttığı

bilinmektedir (Ninan ve Berzins 2013). Bu prensiplerden dolayı Max-Wire® enstrümanları çok düşük çap ve koniklik ile tasarlanmaktadır. Literatürde Max-Wire® enstrümanları ile yapılmış çok sınırlı çalışma bulunmaktadır. Sınırlı bilgiler dahilinde, Max-Wire® enstrümanlarının, CM-Wire®, Blue-Wire®, Max-Wire® ve konvansiyonel NiTi enstrümanlara göre daha yüksek döngüsel yorulma direnci olduğu, Buna karşın burkulma tipi direncin düşük olduğu bilinmektedir (Elnaghy ve Elsaka 2017, Elnaghy ve Elsaka 2018; Silva ve ark. 2018)

SONUÇ

NiTi enstrümantasyon sistemleri kök kanal hazırlığını kolaylaştırmaktadır. Bir başka ifade ile, bu sistemler ile kök kanallarının güvenli, etkin ve kısa sürede şekillendirilmesi mümkün olabilmektedir. Güncel NiTi enstrümanlar için yenilikçi metalürjik alaşımlar, kök kanal anatomisine saygılı tasarımlar ile başarıslılıklara karşı epey yol kat edildiği söylenebilir. Yine de klinik uygulamalarda, bir NiTi enstrüman türü seçimi uygulama yapılacak olguya göre karar verilmelidir. Unutulmamalıdır ki her vakaya uygun ne tek tip bir alaşım ne de tasarım mevcuttur. Kök kanalının başlangıç boyutları, apeksin konumu, kurvatürün şiddeti ve adedi, kalibrasyon eğitimleri, ulaşılabilirlik ve görüş alanı, zaman, izolasyonun kalitesi, primer tedavinin yenilenmesi, süt kanal tedavileri gibi değişkenlerin enstrüman türünün seçiminde dikkate alması gerekir. Ayrıca, bu gelişmiş şekillendirme sistemlerinin klinikte yetkin olmayan (kalibrasyonsuz) kullanımlar, uygun olmayan uygulama basıncı veya tekniği, çok tekrarlı kullanım döngüsü gibi nedenlerle şekillendirme sırasında enstrüman kırılmalarına neden olmaktadır. Genel olarak kök kanalının şekillendirmesi sırasında ortaya çıkan komplikasyonlar esas hedefimiz olan kök kanal temizliği ve dezenfeksiyonunu daha komplike hale getirmektedir. Klinisyenlerin güncel şekillendirme sistemlerini "önerilen uygulama tekniği" ile kullanmaları ve "tek kullanımlık (disposable)" olarak enstrümanlarını kullanmaları mevcut uygulamada ideal yaklaşımdır. İdealden uzaklaşıldığında kaybedilen bir organın veya işlevinin eskisi gibi yerine getirilmesi her zaman mümkün olmayacağı gibi bundan dolayı ilk söylenebilecek "pardon" anlamını içeren sayısız ifade de yeterli güce sahip olmayacaktır.

KAYNAKLAR

- Adunlin G, Diaby V, Xiao H. Application of multicriteria decision analysis in health care: a systematic review and bibliometric analysis. Health expect 2015;18:1894-1905.
- Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Liu J, Ben Johnson W. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. J Endod 2009;35:1589-1593.

- American National Standard/American Dental Association specifications No. 28—January 2008. Root canal files and reamers, type K.
- Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2007;33:1212–1216.
- Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol & Endod* 2005;100:249–255.
- Baumann MA. Nickel-titanium: options and challenges. *Dent Clin North Am* 2004;48:55–67.
- Berendt C. Method of preparing Nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US Patent Application 20070072147 A1. 2007.
- Bojorquez B, Marloth RT, Es-Said OS. Formation of a crater in the workpiece on an electrical discharge machine. *Eng Fail Anal* 2002;9:93–7.
- Buehler WH, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys* 1963;34:1475–1477.
- Bürklein S, Benten S, Schäfer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2013;46:590–597.
- Büyükoğkan G, Göçer F. Smart medical device selection based on intuitionistic fuzzy Choquet integral. *Soft computing* 2019;23:10085–10103.
- Cheung GS, Liu CS. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel–titanium rotary and stainless-steel hand filing techniques. *J Endod* 2009;35:938–943.
- Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod* 2007;33:1217–1221.
- Daneshmand S, Kahrizi EF, Abedi E, Abdolhosseini MM. Influence of machining parameters on electro discharge machining of NiTi shape memory alloys. *Int J Electrochem Sci* 2013;8:3096–3104.
- De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, Grande NM. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc Files. *J Endod* 2017;43:462–466.
- Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2017;43:823–826.
- Elnaghy A, Elsaka S. Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clin Oral Investig* 2018;22:1433–1437.
- Elnaghy AM, Elsaka SE. Torsional resistance of XP-endo Shaper at body temperature compared with several nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2018;51:572–576.
- Ertuğrul İF, Orhan EO. Cyclic fatigue and energy-dispersive X-ray spectroscopy examination of the novel ROTATE instrument. *Microsc Res Tech* 2019;82:2042–2048.
- Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34:1003–1005.
- Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod* 2012;38:398–401.
- Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod* 1995;21:146–151.
- Goo HJ, Kwak SW, Ha JH, Pedulla E, Kim HC (2017) Mechanical properties of various heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2017;43:1872–1877.
- Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, Somma F. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2017;43:1157–1160.
- Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 2012;45:113–128.
- Hashem AA, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GA. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod* 2012;38:996–1000.
- Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang ZJ, Shen Y. Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *J Endod* 2015;41:1134–1138.
- Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2011;44:253–258.
- Hu W, Whitten B, Sedgley C, Svec T. Effect of three NiTi files on transportation of the apical foramen. *International Endodontic Journal* 2014;47:1064–1071.
- Hyflex CM resmi internet sayfası (Erişim tarihi: 26.06.2021). URL: http://www.hyflex.info/fileadmin/dam/DATEN/HyFlex-CM/downloads/allgemein/6846_05-13_HyFlex_CM_EN.pdf
- Hyflex EDM resmi internet sayfası (Erişim tarihi: 26.06.2021). URL: https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/31328A_HyFlexEDM_Brochure_US.pdf
- Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvardi L, Gandolfi MG, Giorgini L, Prati C. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J* 2017;50:303–313.
- International Organization for Standardization. Dentistry—Root-canal Instruments—Part 1: General requirements and test methods. ISO 3630–1, 2019.

- Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/04 rotary instruments. *J Endod* 2008;34:1406–1409.
- Kaack M. Elastische Eigenschaften von NiTi-Formgedächtnis-Legierungen (Ph.D. Thesis). Bochum, Germany: Ruhr Universität, Bochum. 2002.
- Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *J Endod* 2016;42:1840–1830.
- Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002;28:716–720.
- Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:401–403.
- Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Vieira VT, de Souza LC, Dos Santos AL. Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2016;42:965–968.
- Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, Rodríguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003;36:262–266.
- McKelvey AL, Ritchie RO. Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory material nitinol. *Metall. Mater Trans A: Phys Metall Mater Sci* 2001;32A:731–743.
- McSpadden J. Mastering endodontic instrumentation. Chattanooga: Cloudland Institute; 2007: 1–197.
- Melo MC, Pereira ES, Viana AC, Fonseca AM, Buono VT, Bahia MG. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J* 2008;41:329–338.
- Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Kopper PM, de Figueiredo JA, Peters OA. Cutting efficiency of conventional and martensitic nickel-titanium instruments for coronal flaring. *J Endod* 2013;39:1634–1638.
- Mounce RE. The K3 rotary nickel-titanium file system. *Dent Clin North Am*. 2004;48:137–57.
- Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *J Endod* 2014;40:1190–1193.
- Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39:101–104.
- Orhan EO, Ertuğrul İF, Tosun S. Monotonic torsional resistance and fatigue resistance of novel SCOPE RS instruments. *Microsc Res Tech* 2021;84:62–70.
- Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni based shape memory alloys. *Prog Mater Sci* 2005;50:511–678.
- Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, Rapisarda E. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *J Endod* 2016;42:156–159.
- Pereira ES, Viana AC, Buono VT, Peters OA, Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod* 2015;41:67–71.
- Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2012;45:1027–1034.
- Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, Gandolfi MG, Prati C. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2016;49:483–493.
- Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontol* 2014;102:31–35.
- Rejula F, Christalin R, Ahmed W, Dinakaran S, Gopinathan AS, Babu A. Measure and compare the degree of root canal transportation and canal-centering ability of Twisted, ProTaper, and conventional stainless steel K Files using spiral computed tomography: an in vitro study. *J Contemp Dent Prac* 2017;18:463–469.
- Schafer E. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel- titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol & Endod* 2001;92:215–220.
- Schafer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile - Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2002;35:505–513.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M (2011) Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37:997–1001.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38:376–380.
- Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod* 2013;39:163–172.
- Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod* 1997;23:503–507.
- Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297–310.
- Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Zuolo AS, Antunes HDS, Cavalcante DM, Elias CN, De-Deus G. Cyclic and torsional fatigue resistance of XP-endo Shaper and TRUShape instruments. *J Endod* 2018;44:168–172.
- Soares RG, Lopes HP, Elias CN, Viera MVB, Vieira VTL, de Paula CB, Alves FRF. Comparative study of the mechanical properties of instruments made of conventional, M-wire, R-phase, and controlled memory nickel-titanium alloys. *ENDO – Endodontic Practice Today* 2017;11:271–277.

- Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297–310.
- Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CA, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod* 2016;42:782–787.
- Versiani MA. The root canal anatomy project (Erişim tarihi: 26.06.2021). URL: <http://rootcanalanatomy.blogspot.com/search/label/Preparation%20Systems>
- Viana AC, Craveiro C, de Melo M, de Azevedo G, Bahia M, Lopes Buono VT. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol & Endod* 2010;110: 527–533.
- XP-Endo Finisher resmi internet sayfası Erişim tarihi: Haziran 28, 2021. URL: [http:// www.fkg.ch/sites/default/files/201610_fkg_xp_endo_finisher_brochure_v2_en_web_0.pdf](http://www.fkg.ch/sites/default/files/201610_fkg_xp_endo_finisher_brochure_v2_en_web_0.pdf).
- Zel'dovich V, Sobyana G, Novoselova TV. Martensitic transformations in TiNi alloys with Ti₃Ni₄ precipitates. *J Phys IV France*. 1997;7:299-304.
- Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics* 2013;29:42–54.
- Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol & Endod* 2007;103:843–847.
- Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J* 2010;43:125–123
- Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *Int Endod J* 2018;51:1088–1103.

Dentin Hassasiyeti ve Klinik Yaklaşımı

Dentin Sensitivity and Clinical Management

Dilek AKIN

Çiğdem ATALAYIN ÖZKAYA

 <https://orcid.org/0000-0003-1713-7508>

 <https://orcid.org/0000-0003-4144-4233>

Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

ÖZET

Dentin hassasiyeti; çeşitli uyaranlara karşı ani, kısa süreli ve keskin ağrı ile karakterize bir durumdur ve klinik olarak en yaygın gözlenen hasta şikayetlerinden biridir. Dentin hassasiyetinin şiddeti, etiyolojiye ve hastaya bağlı olarak oldukça değişkenlik göstermektedir. Yüksek prevalans, multifaktöriyel etioloji, ayırıcı tanıda pek çok durumun göz önünde bulundurulması gerekliliği, farklı tedavi seçenekleri ve tedavi için piyasada bulunan geniş ürün yelpazesi gibi özellikler dentin hassasiyetinin klinik yaklaşımı açısından çoğu zaman hekimler için zorluk oluşturmaktadır. Bu makalede; dentin hassasiyetinin genel özellikleri, hassasiyet mekanizması, etiyolojisi ve risk faktörleri, ayırıcı tanı ve tanısı, tedavi yaklaşımı ve koruyucu yaklaşımlar literatür bilgileri doğrultusunda aktarılacaktır.

Anahtar sözcükler : Dentin hassasiyeti, hassasiyet mekanizması, hassasiyet giderici ajanlar, klinik yaklaşım

ABSTRACT

Dentin sensitivity is a condition characterized by sudden, short-term and sharp pain against various stimuli and it is one of the most common patient complaints observed clinically. The severity of dentin sensitivity varies considerably depending on the etiology and the patient. The characteristic features such as high prevalence, multifactorial etiology, the necessity of considering many conditions in differential diagnosis, different treatment options and the wide range of products available in the market for treatment often create challenge for physicians in clinical management of dentin sensitivity. In this article, general features of dentin sensitivity, sensitivity mechanism, etiology and risk factors, differential diagnosis and diagnosis, treatment approach and preventive approaches will be explained in line with the literature.

Keywords: Dentin sensitivity, sensitivity mechanism, desensitizing agents, clinical management

GİRİŞ

Dentin hassasiyeti; dentin duyarlılığı, aşırı dentin hassasiyeti, aşırı dentin duyarlılığı, dentin hipersensitivitesi ve diş hassasiyeti gibi çeşitli terimlerle ifade edilmektedir. Dentin hassasiyeti; dişin soğuk, sıcak, asitli ve tatlı uyarılara, çeşitli kimyasal ajanlara, sürtünme ve sert ısırmaya gibi dış uyarılara ve diğer mekanik eylemlere duyarlı olması anlamına gelmektedir (Hu ve ark. 2018). Bu durum uyarılara karşı rahatsızlık veya akut ağrı atakları olarak izlenebilmektedir. Ağrı; kısa süreli, keskin ve hızlı başlangıçlı olarak tanımlanmakta ve temas süresince devam etmektedir (Idon ve ark. 2019).

Dentin hassasiyetinin şiddeti etiyolojiye ve hastaya göre değişmekle birlikte hafif veya şiddetli olabilir. Dentin hassasiyetindeki algı; hastanın ağrı toleransına, fiziksel, duygusal, kültürel ve sosyal faktörlere bağlı olarak değişmekle birlikte, bir veya birkaç dişten kaynaklanabilmektedir (Martínez-Ricarte ve ark. 2008, Gibson ve ark. 2010, Splieth ve ark. 2013). Diğer vücut bölümleriyle karşılaştırıldığında dentin hassasiyetinin de dahil olduğu oral koşullardan kaynaklanan ağrı algısının; ağrının gerçek nedenine göre oldukça fazla/yoğun olduğu dikkat çekmektedir (Idon ve ark. 2019). Hastalar dentin hassasiyeti ile ilişkili ağrının yemek yemeyi, çalışmayı, günlük yaşamı ve uyumayı etkileyecek derecede rahatsızlık oluşturabileceğini tanımlamışlardır (Bartold ve ark. 2006). Dentin hassasiyetinin şiddeti ekspoze dentinin özelliklerine bağlıdır. Tükürük özellikleri, dentin tübüllerinde kalsiyum-fosfat birikimi ve pulpaya yakın bölgede tamir dentini oluşumu hassasiyet derecesini etkileyebilmektedir. Dentin ekspozyonlarının tamamı lokal aşırı duyarlılığa yol açmamaktadır (Han ve ark. 2013).

Dentin hassasiyeti klinik olarak en yaygın hasta şikayetlerinden biridir. Dentin hassasiyetinin prevalansı genel popülasyonda % 4-74 arasında değişmektedir (Bartold ve ark. 2006). Kötü ağız hijyeni ve periodontal problemi olan hastalarda bu oran % 98'e kadar yükselmektedir (Chabanski ve ark. 1997). En yaygın olarak kaninlerin servikal bölgelerinde ve bukkal yüzeylerde görülmektedir (Addy 2002). Dişin kronundaki mine kaybı veya kökü açığa çıkaran dişeti çekilmesi yoluyla dentin dokusu ortaya çıkmaktadır. Travmatik diş fırçalama, periodontal hastalıklar ve tedavisi, sigara kullanımı gibi anatomik, fizyolojik ve patolojik faktörler dişeti çekilmesine neden olmaktadır (West ve ark. 2014, Dominiak ve ark. 2014, Heasman ve ark. 2015). Mine kaybı ise diş yüzeyini etkileyen fiziksel veya kimyasal faktörler sonucunda ortaya çıkmaktadır (Shellis ve ark.

2014). Orta yaşlı kadın hastaların dentin hassasiyetinden daha fazla etkilendiği bildirilmiş ve bu popülasyonda % 25'e varan dentin hassasiyeti prevalansı gözlemlenmiştir. Ayrıca premolar dişlerin en hassas dişler olduğu saptanmıştır (Liang ve ark. 2017).

Dentin hassasiyeti oluşum mekanizması ve hassasiyet teorileri

Dentin hassasiyeti, dentin dokusunun çeşitli uyarılara maruz kalmasından kaynaklanmaktadır. Mine dokusunun hasar görmesi veya kaybedilmesi sonucu dentin dokusu ve dentin tübülleri ağız ortamına açık hale geldiğinde; dentin tübüllerinin sıvı içeriği, odontoblast hücreleri, sinir lifleri ve muhtemelen dental pulpa hücreleri duyarlılığa neden olan çeşitli etkenlere maruz kalmaktadır. Dentin duyarlılığı; dentin sıvısını, dentin tübül içeriğini veya dental pulpa hücrelerini etkileyen çeşitli mekanik, termal veya kimyasal uyarılara karşı trigeminal duyu nöronlarının aktivasyonundan kaynaklanmaktadır. Bununla birlikte dentin hassasiyetinin altında yatan moleküler mekanizmalar tam olarak aydınlatılamamıştır (Solé-Magdalena ve ark. 2018). Dentin hassasiyetini açıklamak üzere üç hipotez öne sürülmektedir.

Sinir iletim teorisi

Dentin tübüllerine uzanan sinir liflerinin doğrudan dış uyarılara tepki verdiği öne sürülmektedir. Diş sinirlerinin doğrudan uyarılmasına ve diş innerve eden trigeminal primer afferentlerin özelliklerine dayanan bu teori, özellikle mekanik duyarlı, kemosenzitif veya termosensitif iyon kanallarının fonksiyonel aktivitesini esas almaktadır (Solé-Magdalena ve ark. 2018). Ancak ekspoze olmuş dentine uygulanan potasyum klorür ve kinin gibi maddelerin ağrıya neden olmaması ve açık dentine uygulanan lokal anesteziklerle ağrı iletiminin bloke edilememesi bu görüşün geçerliliğinin sorgulanmasına neden olmaktadır.

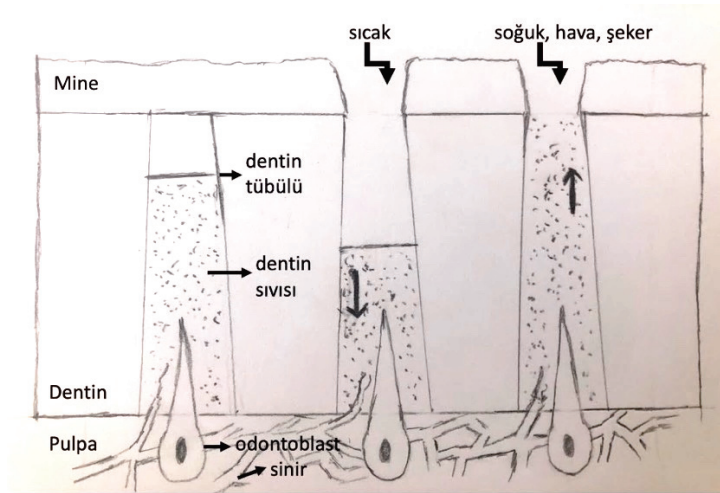
Odontoblastik transdüksiyon teorisi

Odontoblast hücrelerindeki spesifik iyon kanallarının; mekanik, kimyasal ve termal sinyalleri tespit edebildikleri ileri sürülmektedir (Chung ve Oh, 2013; Chung ve ark. 2013). Odontoblastlar diş pulpasının en dış tabakasında yer aldığından ve dentin tübüllerine uzantılar gönderdiğinden, odontoblastların veya en azından uzantılarının ağrı reseptörleri olarak hareket edebileceği ve böylece ağrı sinyallerini pulpa sinirlerine iletebileceği belirtilmektedir. Bununla birlikte, odontoblastları pulpal sinirlere bağlayabilen sinaptik yapıların gerçekten var olduğunu doğrulayan kanıt mevcut değildir (Davari ve ark. 2013).

Hidrodinamik teori

Uyarının tübüllerdeki sıvının hidrodinamik hareketi ile pulpa ile iletişimi görüşüdür. Bu teoriye göre; tübüllerdeki likit uyarının cinsine göre hareket etmekte ve pulpal sinir sonlanmaları dentin tübüllerindeki sıvı akışının değişimi ile indirekt olarak uyarılarak duyarlılığa neden olmaktadır (Şekil 1). Soğuk uyarı dışı doğru sıvı akışına neden olurken, sıcak uyarı dentin tübüllerinde içe doğru sıvı akışına neden olmaktadır (Linsuwanont ve ark. 2007). Ayrıca pulpa hücreleri ve sinirler sıvının sıcaklığını ve kimyasal bileşimini de algılayabilmektedir (Andrew ve Matthews, 2002). Açıkta kalan dentin yüzeyi boyunca hareket ettirilen bir dental alet veya diş fırçası gibi mekanik uyarıların, yüzey dokusunu sıkıştırdığı ve serbest bırakıldıktan sonra genişlemenin sıvının dışı doğru akışını artırdığı düşünülmektedir (Pashley 1990). Dehidratasyon ve yüksek osmotik basınç sıvının dışı doğru olan akışını hızlandırmaktadır. Aşırı kuruluk kapiller güçlerin, şeker ozmotik basıncın, elektrik ise elektrik yükünün değişmesine neden olmaktadır. Sıcak ve soğuk uyarıların bir birini takip ettiği ısı değişikliğinde, dentin lenfi miktarı artmakta ve hassasiyet şiddetlenmektedir. Dentin tübüllerine terminaller gönderen intradental miyelinli sinir liflerinin, tübül içindeki sıvı hareketlerine yanıt verdiği ve dentin hassasiyetinin karakteristik kısa, keskin ağrısına neden olduğu düşünülmektedir (Matthews ve ark. 1994).

Bu üç teori birbirinden bağımsız değildir ve dentin tübüllerinde sinirlerin ve odontoblastların varlığı, dentin sıvısının akışı ve odontoblastların dentin veya bazal sinir terminallerine yakın yerleşimi nedeniyle ayrı ayrı düşünülememektedir. Bu nedenle, dentin sıvı hareketine sebep olan dış uyarılar odontoblastlarda, sinirlerde ve odontoblast-sinir kompleksinde yanıtları indüklemekte ve bu dentin duyarlılığından sorumlu benzersiz bir polimodal duyu sistemini temsil etmektedir. Bu bağlamda, odontoblastlar sinyal iletiminde çok önemli bir rol oynamaktadır, fakat sinyalleri nasıl algıladıkları ve bu sinyallerin aksonlara nasıl iletildiği ancak son zamanlarda kısmen çözülmüş sorulardır (Solé-Magdalena ve ark. 2018). Dentin hassasiyeti için en yaygın kabul gören mekanizma, hidrodinamik teoridir (Liu ve ark. 2020). Son zamanlarda dentin sıvısının hareketinin, hem odontoblastlardaki hem de pulpal sinir liflerindeki mekanoreseptörleri mekanik olarak uyardığını belirten "odontoblast reseptör hidrodinamik teorisi" öne sürülmektedir (Shibukawa ve ark. 2015). Odontoblastlar, dentin tübüllerindeki sıvının hareketi ve dış pulpasındaki sinirlerin tümü dentin hassasiyetinde rol oynayabilmektedir, ancak altta yatan mekanizmalar henüz tam olarak anlaşılamamıştır (Solé-Magdalena ve ark. 2018).



Şekil 1: Farklı uyarılara karşı dentin tübüllerindeki sıvının hidrodinamik hareketi ile pulpal sinirin indirekt uyarımı

Dentin hassasiyetinin etiyolojisi ve risk faktörleri

Dentin hassasiyetinin etiyolojisi multifaktöriyeldir. Dentin hassasiyeti oluşumu için herhangi bir nedenle dentin dokusunun ağız ortamına açılması gerekir. Bu durumda mine dokusunun kaybı ve/veya sement dokusunun kaybı/kök yüzeyinin açığa çıkması söz konusudur. Genel olarak hassasiyetin, dentin tübüllerinin

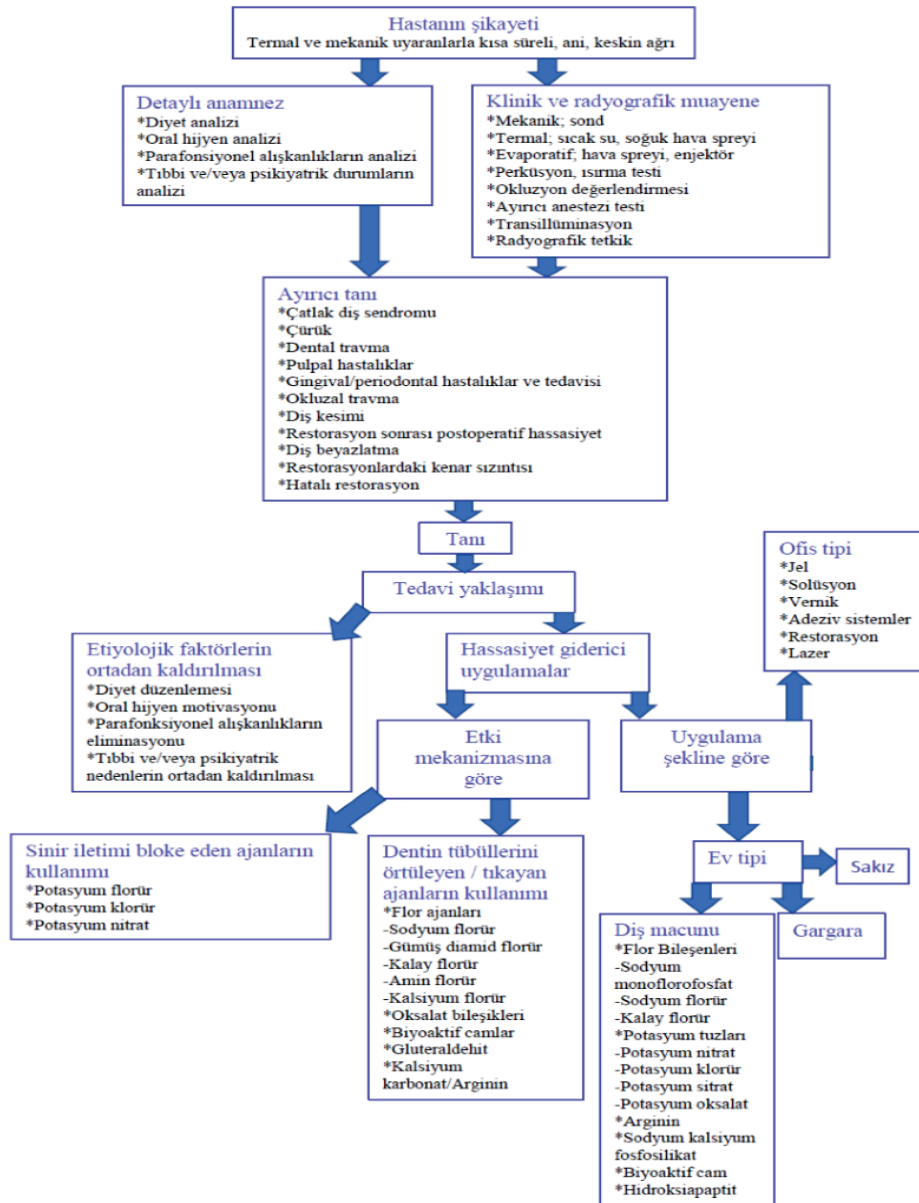
açıya çıkması ve pulpanın dış uyarılara duyarlılığı ile ilişkili olduğu kabul edilmektedir (West ve ark. 2013). Dentin hassasiyetinin dentin ekspozunun daha erken aşamalarında, yani açığa çıkan dentin tübülleri tıkanmadan ve dentin sklerotik hale gelmeden önce mevcut olduğunu bilmek önemlidir (Aw ve ark. 2002).

Mine ve sement dokularının kaybı, travma, dişeti

çekilmesi, atrizyon, abrazyon, abfraksiyon, erozyon, diş malpozisyonu, bukkal alveolar kemik plağının incilmesi, fenestrasyonu veya yokluğu, periodontal hastalıklar ve tedavisi, periodontal cerrahi uygulamalar, restoratif tedavi uygulamaları ve hasta alışkanlıkları dentin hassasiyetinin etiolojisinde yer alan durumlar olarak özetlenebilir (Gillam 2017).

Dentin ekspozu; dental ve periodontal hasarla sonuçlanan fiziksel, kimyasal, patolojik, biyolojik ve/veya gelişimsel anomalilerden kaynaklanabilmektedir. Bruksizm, asidik diyet alışkanlıkları, gastrik reflü ve bulimia gibi nedenlerden kaynaklanan mine kaybı ve dentin ekspozu varlığı dentin hassasiyetine yol açabilecek predispozan faktörler olarak kabul edilmeli ve her zaman değerlendirilmelidir (Liu ve ark. 2020). Dişeti çekilmesi, diş eti iltihabı, periodontitis ve tedavisi, aşırı

derecede sert diş fırçalama gibi diğer predispozan faktörlerin varlığı da göz önünde bulundurulmalıdır. Periodontal doku kaybı veya dişeti çekilmesi, servikal ve kök dentininin açığa çıkmasına neden olduğu için predispozan bir faktördür (West ve ark. 2013). Yaşlanma ve agresif diş fırçalama gibi diğer faktörler de dişeti kenarlarının apikale yer değiştirmesi ile sonuçlanmakta ve hassasiyete yol açabilecek düzeyde dentin dokusunun açığa çıkmasına neden olmaktadır (Tugnait ve ark. 2001). Hastaların semptom veya şikayetlerinin doğru olarak değerlendirilmesi, hassasiyet öyküsünün ve predispozan faktörlerin gözden geçirilmesi, hekimin doğru tanıya ulaşmasını sağlamak ve hastaların hassasiyet tedavisi için doğru yönlendirmesine yardımcı olmaktadır (Gillam 2017). Dentin hassasiyetine yönelik klinik yaklaşım Şekil 2'de özetlenmektedir.



Şekil 2: Dentin hassasiyetine yönelik klinik yaklaşım akış şeması**Dentin hassasiyetinin tanısı ve ayırıcı tanı**

Dentin hassasiyetinin ağız sağlığı ile ilgili yaşam kalitesi üzerinde olumsuz bir etkisi vardır (Bartold 2006, Bekes ve ark. 2009). Günümüzde dentin hassasiyeti önemli bir ağız sağlığı sorunu olarak kabul edilmekte ve bu sebeple önlenmesi ve teşhisi araştırmacıların dikkatini çekmektedir (Orchardson ve ark. 2006). Uygun ve etkili bir tedavi belirlemek için doğru tanıya varmak çok önemlidir. Kesin tanıya genellikle çeşitli tedavi seçenekleri gerektiren diğer durumların elenmesiyle ulaşmak mümkündür. Dentinin açığa çıkmasına, dental pulpa hiperemisine, dental sinir hassasiyetine ve nöropatiye neden olan herhangi bir durum, sadece küçük bir provokasyonla bile kısa süreli keskin ağrıya neden olabilmektedir. Bu nedenle klinik olarak benzer hassasiyet semptomlarına yol açan bir dizi başka durumun dentin hassasiyetinden ayırt edilmesi gerekmektedir (Davari ve ark. 2013).

Dentin hassasiyetine benzer semptomlarının izlendiği ve ayırıcı tanıda göz önünde bulundurulması gereken pek çok durum söz konusudur. Bunlar;

- Çatlak diş sendromu
- Çürük
- Dental travma
- Pulpal hastalıklar
- Gingival ve periodontal hastalıklar
- Oklüzal travma
- Diş kesimi
- Restorasyon sonrası postoperatif hassasiyet
- Diş beyazlatma
- Restorasyonlardaki kenar sızıntısı
- Hatalı restorasyon

olarak özetlenebilir (Mantzourani ve ark. 2013).

Dentin hassasiyetinin ayırıcı tanısında ilk olarak çürüğe bağlı ağrının ayırımı önemlidir. Dentin hassasiyetine benzer semptomlar pulpal tutulumun erken evrelerinde de mevcuttur. (Orchardson ve ark. 2006, Miglani ve ark. 2010). Dentin hassasiyeti olan hastalarda birden fazla durumun bir arada bulunabileceğini ve dolayısıyla semptomlarını şiddetlendirebileceğini belirtmek gerekmektedir. Örneğin, diş beyazlatmada kullanılan peroksit ajanları, diş pulpasına doğrudan nüfuz ederek odontoblastları etkilemekte, ağrı duyarlılığını indüklemekte ve mevcut olan hassasiyeti daha da kötüleştirebilmektedir (Amengual ve ark. 2009, Hewlett 2007).

Dentin hassasiyetine yönelik klinik yaklaşımda ilk basamak termal ve mekanik uyarılara karşı kısa süreli, ani, keskin ağrı şikayeti ile başvuran hastada, detaylı anamnez, klinik ve radyografik muayenedir. Anamnezde hastanın şikayeti, diyet analizi, oral hijyen analizi ve parafonsiyonel alışkanlıkların analizi ile alışkanlıkları sorgulanmalıdır. Tanı testiyle ilgili olarak en güvenilir sonuçlardan biri, hasta tarafından bildirilen tetikleyici bir uyarıcı kullanılarak ilgili dişin uyarılmasıyla elde edilmektedir (Liu ve ark. 2020). Klinik muayenede çeşitli uyarılara karşı hassasiyet oluşumu irdelenmelidir. Bu amaçla mekanik uyarıcı olarak sond ile muayene, termal uyarıcı olarak sıcak su, soğuk hava spreyi, evaporatif uyarıcı olarak da hava spreyi veya enjektör havası uygulanabilir. Ayırıcı tanı için gerekli durumlarda perküsyon, ısırma testi, oklüzon değerlendirme, ayırıcı anestezi testi, transilüminasyon ve radyografik tetkik gibi yöntemlerden faydalanılmalıdır.

Dentin hassasiyeti, dentin ekspoz bölgesi oklüzal yüzeyde olmadığı sürece, genellikle oklüzal kuvvetler veya perküsyon tarafından indüklenmemektedir. Ancak oklüzal kuvvet veya perküsyon ile uyarılan hassasiyet benzeri lokalize ağrı oklüzal travma, diş travması, periodontal ve apikal periodontal problemler veya çatlamış bir diş gibi başka tanıları da düşündürmektedir. Çatlamış bir diş belirli şekillerde uyarıldığında dentin hassasiyetine benzer bir ağrı oluşabilmektedir. Çatlak bir diştten veya çatlamış/kusurlu veya kötü yapılmış bir restorasyondan kaynaklanan ağrı, hastaya ısırması ve ardından bir pamuklu çubuk üzerinde "yuvarlaması" talimatı verilerek dentin hassasiyetinden ayırt edilebilmektedir. Ek olarak transilüminasyon ve optik büyütme çatlakların görselleştirilmesine yardımcı olmaktadır. Dentin hassasiyeti tanısını doğrulamada radyografik muayenenin değeri sınırlıdır. Bununla birlikte çürük, diş kırıkları, kusurlu restorasyonlar veya ağrıya neden olabilecek dentoalveolar lezyonlar gibi diğer patolojik durumları ekarte etmek için radyografik değerlendirme gereklidir (Liu ve ark. 2020).

Tedavi Yaklaşımları

Dentin hassasiyetinde görsel analog skala (VAS) veya sözlü yanıt skalası (VRS) ile ölçülen bireysel ağrı algılarının öznel olması tedavide zorluk oluşturmaktadır (Moraschini ve ark. 2018). Dentin hassasiyeti tedavisi birkaç yöntemle yapılabilmektedir. Nosiseptif uyarıcıların ortadan kaldırılmasına ek olarak iki ana tedavi stratejisi

vardır. Bunlar nöronal iletimi önleyerek veya azaltarak sinir yanıtını düzenlemek ve geçirgen dentin tübüllerini örtülemek ve tıkamaktır (Shiau 2012). Çoğu tedavi dentin tübüllerinin kimyasal veya fiziksel olarak tıkanmasına dayanmaktadır. Ayrıca sinir duyarsızlaştırmasına ve fotobiyomodülasyona (düşük seviyeli ışık tedavisine) dayalı yöntemler de bulunmaktadır (Kopycka-Kedzierawski ve ark. 2017, Porto ve ark. 2009). Dentin hassasiyeti evde veya ofiste tedavi edilebilmektedir. Genellikle evde tedavi ilk müdahale şeklidir (Moraschini ve ark. 2018). Evde tedavi tatmin edici sonuçlar vermediğinde ofis tipi tedavi yöntemlerine başvurulmaktadır (Orsini ve ark. 2010).

Hassasiyet giderici ajanlar ve etki mekanizmaları

Hassasiyet giderici ajanların uygulanması; sık kullanılan ve invaziv olmayan bir tedavi seçeneğidir. Özellikle sınırlı veya gözle görülemeyen diş sert doku kaybının olduğu veya servikalin açığa çıktığı durumlarda, hassasiyet giderici ajanların veya diğer analjezik tedavilerin kullanımı düşünülmelidir. Hassasiyet giderici ajanlar veya analjezik tedaviler, dentin tübüllerinin mekanik veya kimyasal olarak bloke edilmesi veya diş pulpasının dentin-odontoblastlar-sinir kompleksi içinde meydana gelen nosiseptif transdüksiyonun/iletiminin doğrudan durdurulması yoluyla sinir uyarılarını bastırmayı amaçlamaktadır. Dentin hassasiyetinin tedavisi uygulama şekline bağlı olarak ev tipi veya ofis tipi terapi olarak sınıflandırılmaktadır. Ev tipi ürünler arasında diş macunları, gargaralar ve sakızlar; ofis tipi uygulamalar arasında ise jeller, solüsyonlar, vernikler, dentin adezivleri, cam iyonomer ve kompozit restorasyonlar yer almaktadır. Ofis tipi uygulamalar ayrıca daha karmaşık lazer tekniklerini de içermektedir. Genel olarak tüm müdahaleler invaziv olmayan, geri dönüşümlü, tehlikesiz, uygulaması kolay ve ucuz seçeneklerle başlamalıdır (Schmidlin ve ark. 2013).

Hassasiyet giderici ürünlerde bulunan aktif bileşikler dentin tübüllerinin açıklıklarını bloke ederek tübül içeriklerini izole edebilmekte ya da pulpa sinirlerini doğrudan duyarsızlaştırmaktadır. Nöronal düzenleyici olarak potasyum florür, potasyum klorür gibi potasyum tuzları ve yaygın olarak kullanılan potasyum nitrat öne çıkmaktadır (Hong ve ark. 2016). Potasyum hücrelerin elektrik potansiyelini depolarize etmektedir. Buna bağlı olarak sinir uyarılabilirliğinde bir azalma olmakta ve hücreler uyarılara daha az yanıt vermektedir (Orchardson ve ark. 2000). Bu sayede dentin hassasiyeti olgularında uygulandığında hızlı bir rahatlama sağlamaktadır.

Dentin hassasiyeti tedavisi için belirtilen flor ajanları arasında sodyum florür, gümüş diamid florür, kalay florür ve amin florür yer almaktadır. Kalsiyum florür dentin yüzeyinde çökeldiği için fiziksel bir bariyer oluşturmaktadır (Petersson 2013).

Oksalatlar ağız boşluğundan gelen kalsiyum iyonlarıyla reaksiyona girerek dentin tübüllerini tıkamakta ve çözünmeyen kalsiyum oksalat kristallerinin oluşumuna yol açarak bir çökeltme reaksiyonuna neden olmaktadır (Arnold ve ark. 2015).

Sodyum, kalsiyum fosfosilikat veya kalsiyum fosfat gibi biyoaktif camlar, dentin yüzeyinde hidroksiapatite benzer bir mineral olan apatit hidroksikarbonat oluşumunu teşvik ederek dentin tübüllerini bloke etmektedir (Shiau 2012).

Glutaraldehit, dentin sıvısında serum albümini ile reaksiyona girerek çöktürülen oluşmasına ve ardından dentin tübüllerinin çapında ve blokajında azalmaya yol açmaktadır (Ishihata ve ark. 2011)

Arginin, tükürükte doğal olarak bulunan bir amino asittir ve kalsiyum karbonat ile kombinasyonu tükürüğün dentin tübüllerini tıkama ve mühürleme yeteneğini yeniden üreterek asitlere ve sıcaklıkta çözünmeye dirençli bir bariyer oluşturmaktadır (Petrov ve ark. 2009).

Stronsiyum, dentin yüzeyindeki partiküllerin çökmesi yoluyla etki ederek dentin sıvısının hareketini önlemektedir (Van Loveren ve ark. 2018). İyontoforez ise aktif maddeyi elektriksel basınçla dentin tübüllerine aktardığı için diğer ajanlarla ilişkilendirilebilecek ve hassasiyet giderici olarak kullanılabilir bir yöntemdir (Patil ve ark. 2017, Kumar ve ark. 2018).

Dentin bağlayıcı ajanlar, restoratif dişhekimliğinde çeşitli dental uygulamalar için kullanılmaktadır. Bunlardan biri de aşırı duyarlılığı tedavi etmek olabilir. Dentin bağlayıcı ajanlar rezin uzantıları oluşturarak dentin tübüllerindeki sıvı akışını engeller. Ancak zamanla aşınmaları belli periyotlarla tekrarlanmalarını gerektirebilmektedir (Bergenholtz ve ark. 1993, Sağ Güngör ve ark. 2018).

Lazer tedavisi, hassasiyet tedavisi için ileriye dönük bir tedavi yöntemi olarak araştırılmaktadır. Hem düşük hem de yüksek güçte lazer uygulamasının hassasiyet tedavisinde etkili olduğu bildirilmiştir. Ancak bu hastalarda lazer tedavisine dahil olan mekanizmalar şu anda tam olarak anlaşılamamıştır ve hala açıklığa kavuşturulması gereken noktalar mevcuttur. Düşük güçteki lazerler pulpa sinirlerinin uyarılabilirliğini baskımlarken, yüksek güçteki lazerlerin dentin tübüllerinin tıkanmasını uyarak dentin hassasiyetini ortadan

kaldırdığı düşünülmektedir. Lazerler, yoğunluğa göre farklı mekanizmalarla hareket etmektedir. Nd: YAG, Er: YAG, Er,Cr:YSGG ve CO₂ gibi yüksek yoğunluklu lazerler dentin tübüllerini tıkamak için kullanılmaktadır (Machado ve ark. 2018). GaAlAs ve He-Ne gibi düşük güçlü lazerlerle yapılan fotobiyomodülasyon, pulpa veya dentin üzerinde geri dönüşü olmayan hasarlara yol açacak sıcaklık artışına neden olmamakta ve doğru uygulandığında dentin hassasiyeti tedavisi için terapötik etkileri teşvik edebilmektedir (Aranha ve ark. 2009, Dantas ve ark. 2016). Düşük güçlü lazerler kullanılan fotobiyomodülasyon, sıcaklık artışını ve dentin yüzeyinin erimesini destekleyen yüksek güçlü lazerlerin aksine, açıkta kalan dentini değiştirmek yerine diş pulpasının sinir iletiminde değişikliklere neden olan ağrı kontrolü için alternatif bir yöntem sunmaktadır. Düşük güçlü lazerlerin ağrı semptomlarını azaltmadaki mekanizması sinir hücrelerinin uyarılmasına, daha spesifik olarak hücre zarındaki Na⁺/K⁺ pompasının genliğini artırarak, hücre zarının polaritesine müdahale etmesine dayanmaktadır. Ağrılı uyarıların iletimini bloke ederek membranın aksiyon potansiyelini azaltmaktadır (Wakabayashi ve ark. 1993). Fotobiyomodülasyon protokollerinin *in vitro* ve *in vivo* çalışmalarda bildirilen etkinliğine rağmen, uygulama yöntemleri ve klinik etkinlikleri ilgili halen birçok tartışma mevcuttur (Benetti ve ark. 2004).

Lazerin bireysel etkilerinin yanı sıra, diğer tedavi yöntemleri ile kombine kullanımının ilave veya sinerjik etkiler oluşturduğu izlenmiştir. Topikal ajanların kullanımından sonra lazer uygulaması ile dentin kanallarının daha iyi örtüldüğü ve yaşam kalitesini olumsuz etkileyen hassasiyet algısının ortadan kalktığı gözlenmiştir (Orhan ve ark. 2011, Lopes ve ark. 2013, Lopes ve ark. 2015). Bu bulgular duyarsızlaştırıcı bir ajan ile kombine edildiğinde lazer uygulamasının güçlendirici etkilerini göstermektedir. Ancak bu etki düşük yoğunluklu diyet lazeri ve arginin-kalsiyum karbonat içeren hassasiyet giderici diş macunu kombinasyonunda saptanamamıştır (Bal ve ark. 2015). Bu sonuçlar her tedavinin etki mekanizmalarıyla ilgilidir. Fotobiyomodülasyonun terapötik etkisini yeterince gözlemlemek için ileri çalışmalar gereklidir.

Servikal restorasyonlar, dentin aşırı duyarlılığını tedavi etmek için başka bir seçenektir. Açıkta kalan dentinin örtülmesi, tübülleri kapatarak aşırı duyarlılık semptomlarını ortadan kaldırmaktadır. Dentin aşırı duyarlılığının tedavisinde, doku grefti uygulaması ile Sınıf V restorasyon tedavisi karşılaştırıldığında duyarlılığın azaltılmasında önemli bir fark görülmemiştir (Leybovich ve ark. 2014). Semptomların boyutuna ve

hastanın tercihine bağlı olarak özellikle hassasiyet giderici diş macunlarının kullanımı etkisiz ise aşırı duyarlılığın tedavisinde servikal restorasyonlar bir seçenek olabilir (Clark ve ark. 2016). Ayrıca diş aşınmasına bağlı olarak hassasiyetin olduğu olgularda, hem aşınma hem de hassasiyet tedavisi için restorasyon gereksinimi söz konusudur.

Dentin hassasiyeti ağrısından sorumlu sinirleri içeren doku pulpadır. Endodontik tedavi o dişle ilgili tüm duyuşal hisleri ortadan kaldırmaktadır. Ancak dentin hassasiyeti kanal tedavisi için bir sebep veya endikasyon değildir ve olmamalıdır. Daha sıklıkla bu prosedür, geri dönüşü olmayan pulpa nekrozunu tedavi etmek için yapılmaktadır (Veitz Keenan ve ark. 2013). Kanal tedavisi birinci basamak tedavi olmasa da, aşırı duyarlılığı başka hiçbir seçeneğin gideremediği durumlarda düşünülebilecek bir seçenektir.

Piyasada hassasiyet tedavisi için çok sayıda ajan, malzeme ve ürün bulunmaktadır. Son sistematik incelemeler ve meta-analizler, dentin tübülünü tıkayıcı ajanlarının çoğu kimyasal veya fiziksel semptomları azaltmada plasebodan istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığa sahip olduğunu göstermiştir (Borges ve ark. 2018, Moraschini ve ark. 2018). Ağız boşluğunun yapısı ve hassasiyete sebep olan faktörlerin varlığı, tıkayıcı ajanların dentin tübülleri içinde tutulması için zorluk oluşturmaktadır ve bunların dentin hassasiyetinin tedavisi için uzun vadeli etkileri belirsizliğini korumaktadır.

Dentin Hassasiyetine Yönelik Koruyucu Yaklaşımlar

Uzun süreli etkili tedavi elde etmek veya dentin hassasiyetinin gelişimini önlemek için, dentinin açığa çıkmasına neden olan predispozan faktörleri ortadan kaldırmak esastır. Bu asitli yiyecek veya içecek tüketimi gibi yeme alışkanlıklarının kontrolünü içermektedir. Bruksizm veya dişlerde bozulma nedeniyle diş aşınması olan durumlarda, oklüzal koruyucu kullanılması veya aşınmış dişlerin ve dikey boyutun restorasyonu önerilir. Daha önce de belirtildiği gibi gingivitis, periodontitis ve tedavileri hassasiyet için predispozan faktörler olarak tanımlanmıştır. Bu periodontal tedavi sırasında öngörülmesi ve hassasiyetin başarılı yönetimi için dişeti hastalıklarının tedavisi öncesinde, sırasında ve sonrasında uygun önlemler alınmalıdır (Davari ve ark. 2013, Gillam 2017).

Aşırı sert diş fırçalama, dentin hassasiyetinden rahatsız olan birçok hastada tespit edilmektedir (Addy 2005). Bu nedenle predispozan faktör olan aşırı sert diş

fırçalama ve dişeti çekilmesi gibi nedenler ortadan kaldırmalıdır.

Tıbbi ve psikiyatrik durumlar, dişlerde aşınma, erozyon ve diş eti çekilmesine neden olabilmektedir. Gastrik reflü, mide asitlerinin ağız boşluğuna salınması ve içinde tutulması hem mineyi hem de dentini agresif bir şekilde aşındırarak yüzey dentininin yumuşamasına neden olmakta ve hızlandırılmış aşınmaya yatkın hale getirebilmektedir. Yaralanma veya hastalık nedeniyle özofagus daralması ağızda mide asidi düzeylerinin artmasına neden olabilir. Benzer şekilde psikiyatrik bozukluklar (bulimia nervosa vb) dişleri yıkıcı düzeyde gastrik asite maruz bırakmaktadır. Her durumda dentin hassasiyetinin tıbbi ve/veya psikiyatrik nedenleri belirlenmeli, tedavi edilmeli veya kontrol edilmelidir (Liu ve ark. 2020).

Yüksek prevalans, multifaktöriyel etioloji, ayırıcı tanıda pek çok durumun göz önünde bulundurulması gerekliliği, farklı tedavi seçenekleri ve tedavi için

piyasada bulunan geniş ürün yelpazesi gibi özellikler dentin hassasiyetinin klinik yaklaşımı açısından çoğu zaman hekimler için zorluk oluşturmaktadır. Dentin hassasiyeti için altın standart tedavi veya standardize tedavi protokolü yoktur (Porto ve ark. 2009). Doğru teşhis, dentin hassasiyeti için doğru tedavi stratejisini seçmenin anahtarıdır. Bu noktada ayırıcı tanının doğru yapılması oldukça önemlidir. Desensitizasyon, dentin hassasiyetinin tedavisi için ilk seçenek olmaya devam etmektedir ve hassasiyet giderici ajanların çoğu dentin tübüllerini tıkayarak semptomları azaltmaktadır. Ancak böyle bir tedavinin uzun vadeli sonucu belirsizdir (Liu ve ark. 2020). Bu nedenle dentin hassasiyetinin etiyojisi göz önünde bulundurularak koruyucu yaklaşım ile oluşumunun veya ilerlemesinin engellenmesi klinik yaklaşımdaki en önemli noktalardan biridir. Ayrıca her hastanın kendi koşullarında değerlendirilmesi ve bireysel tedavi planlamasının yapılması da tedavi başarısını olumlu etkileyecektir.

KAYNAKLAR

- Addy M. ,Dentin hypersensitivity: new perspectives on an old problem,Int.Dent.J. 52 (2002) 367–375, <https://doi.org/10.1002/j.1875-595X.2002.tb00936.x>.
- Addy M. Tooth brushing, tooth wear and dentine hypersensitivity--are they associated? Int Dent J. 2005; 55(4 Suppl 1): 261–7.
- Amengual J, Fomer L. Dentine hypersensitivity in dental bleaching: case report. Minerva Stomatol. 2009; 58(4): 181–5.
- Andrew, D., Matthews, B. Properties of single nerve fibres that evoke blood flow changes in cat dental pulp. J. Physiol. 2002; 542, 921–928.
- Aranha AC, Pimenta LA, Marchi GM. Clinical evaluation of desensitizing treatments for cervical dentin hypersensitivity. Braz Oral Res 2009; 23: 333–339.
- Arnold WH, Prange M, Naumova EA. Effectiveness of various tooth-pastes on dentine tubule occlusion. J Dent. 2015; 43(4): 440–449.
- Aw TC, Lepe X, Johnson GH, Mancil L. Characteristics of noncarious cervical lesions: a clinical investigation. J Am Dent Assoc. 2002; 133(6): 725–33.
- Bal MV, Keskiner I, Sezer U, Açikel C, Saygun I. Comparison of low-level laser and arginine-calcium carbonate alone or combination in the treatment of dentin hypersensitivity: a randomized split-mouth clinical study. Photomed Laser Surg. 2015; 33: 200–205.
- Bartold PM. Dentine hypersensitivity: a review. Aust Dent J. 2006 ; 51(3): 212-8; quiz 276.
- Bekes K., John M. T., Schaller H.G., Hirsch C. Oral health-related quality of life in patients seeking care for dentin hypersensitivity, J. Oral Rehabil. 2009; 36 (1) : 45–51.
- Benetti AR, Franco EB, Franco EJ, Pereira JC. Laser therapy for dentin hypersensitivity: a critical appraisal. J Oral Laser Appl 2004; 4: 271–278.
- Bergenholtz G, Jontell M, Tuttle A. Inhibition of serum albumin flux across exposed dentin following conditioning with Gluma primer, glutaraldehyde or potassium oxalate. J Dent 1993; 21(4): 220–7.
- Borges RMM, Cardoso DS, Flores BC, da Luz RD, Machado CR, Cerveira GP, et al. Effects of different photobiomodulation dosimetries on temporomandibular dysfunction: a randomized, double-blind, placebo- controlled clinical trial. Lasers Med Sci. 2018; 33(9): 1859–66.
- Brannstrom M. [Dentin sensitivity]. Arsb Goteb Tandlak Sallsk; 1964. p. 15–35.
- Chabanski M.B., Gillam D.G. , Bulman J.S., Newman H.N., Clinical evaluation of cervical dentine sensitivity in a population of patients referred to a specialist periodontology department: a pilot study, J. Oral Rehabil. 24 (1997) 666–672.
- Chung, G., Oh, B.S. TRP channels in dental pain. Open Pain J. 2013; 6 (Suppl. 1), 31–36.
- Chung, G., Jung, S.J., Oh, S.B. Cellular and molecular mechanisms of dental nociception. J. Dent. Res. 2013; 92, 948–955.
- Clark D, Levin L. Non-surgical management of tooth hypersensitivity Int Dent J. 2016 Oct; 66(5): 249–56.
- Dantas EM, Amorim FK, Nóbrega FJ, Dantas PM, Vasconcelos RG, Queiroz LM. Clinical efficacy of fluoride varnish and low-level laser radiation in treating dentin hypersensitivity. Braz Dent J 2016; 27: 79–82.
- Davari A, Ataei E, Assarzadeh H. Dentin hypersensitivity: etiology, diagnosis and treatment; a literature review. J Dent (Shiraz). 2013; 14(3): 136–45.
- Dominik M., Gedrange T., New perspectives in the diagnostic of gingival recession, Adv. Clin. Exp. Med. 23 (2014) 857–863.
- Gibson B, Boiko OV, Baker S, Robinson PG, Barlow A, Player T, et al. The everyday impact of dentine sensitivity: personal and functional aspects. Soc Sci Dent. 2010 ; 1(1): 11–20.
- Gillam DG. A new perspective on dentine hypersensitivity - guidelines for general dental practice. Dent Update. 2017; 44(1): 33–6 9-42.
- Han SY, Jung HI, Kwon HK, Kim BI. Combined effects of Er: YAG laser and nano-carbonate apatite dentifrice on dentinal tubule occlusion: in vitro study. Photomed Laser Surg 2013; 31(7): 342– 348.

- Heasman P. A., Holliday R., Bryant A., Preshaw P.M. Evidence for the occurrence of gingival recession and non-carious cervical lesions as a consequence of traumatic toothbrushing. *J. Clin. Periodontol.* 42 (2015) S237–S255.
- Hewlett ER. Etiology and management of whitening-induced tooth hypersensitivity. *J Calif Dent Assoc.* 2007; 35(7): 499–506.
- Hong JY, Lim HC, Herr Y. Effects of a mouthwash containing potassium nitrate, sodium fluoride, and cetylpyridinium chloride on dentin hypersensitivity: a randomized, double-blind, placebo-controlled study. *J Periodontal Implant Sci.* 2016; 46(1): 46-56.
- Hu ML, Zheng G, Zhang YD, Yan X, Li XC, Lin H. Effect of desensitizing toothpastes on dentine hypersensitivity: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2018 ; 75: 12-21.
- Idon PI, Sotunde OA, Ogundare TO. Beyond the Relief of Pain: Dentin Hypersensitivity and Oral Health-Related Quality of Life. *Front Dent.* 2019; 16(5): 325-334
- Ishihata H, Finger WJ, Kanehira M, Shimauchi H, Komatsu M. In vitro dentin permeability after application of Gluma desensitizer as aqueous solution or aqueous fumed silica dispersion. *J Appl Oral Sci.* 2011; 19(2): 147-153.
- Kopycka-Kedzierawski DT, Meyerowitz C, Litaker MS, Heft MW, Tasgaonkar N, Day MR, Porter-Williams A, Gordan VV, Yardic RL, Lawhorn TM, Gilbert GH, National Dental PBRN Collaborative Group. Management of dentin hypersensitivity by practitioners in The National Dental Practice-Based Research Network. *J Am Dent Assoc.* 2017; 148: 728–736.
- Kumar S, Thomas BS, Gupta K, Guddattu V, Alexander M. Iontophoresis and topical application of 8% arginine-calcium carbonate to treat dentinal hypersensitivity. *Niger J Clin Pract.* 2018; 21(8): 1029-1033.
- Leybovich M, Bissada NF, Teich S et al. Treatment of noncarious cervical lesions by a subepithelial connective tissue graft versus a composite resin restoration. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2014 34: 649–654.
- Liang X, Wei Z, Hu D, Ruan J. Prevalence of dentin hypersensitivity among the residents of Xi'an city, China. *Acta Odontol Scand* 2017; 75(6): 387–393.
- Linsuwanont, P., Palamara, J.E.A., Messer, H.H. An investigation of thermal stimulation in intact teeth. *Arch. Oral Biol.* 2007; 52, 218–227.
- Liu XX, Tenenbaum HC, Wilder RS, Quock R, Hewlett ER, Ren YF. Pathogenesis, diagnosis and management of dentin hypersensitivity: an evidence-based overview for dental practitioners *BMC Oral Health.* 2020; 20(1): 220.
- Lopes AO, Aranha AC. Comparative evaluation of the effects of Nd: YAG laser and a desensitizer agent on the treatment of dentin hypersensitivity: a clinical study. *Photomed Laser Surg.* 2013; 31: 132- 138.
- Lopes AO, Eduardo CP, Aranha AC. Clinical evaluation of low- power laser and a desensitizing agent on dentin hypersensitivity. *Lasers Med Sc.* 2015; 30: 823-829.
- Machado AC, Viana IEL, Farias-Neto AM, Braga MM, de Paula EC, de Freitas PM, et al. Is photobiomodulation (PBM) effective for the treatment of dentin hypersensitivity? A systematic review. *Lasers Med Sci.* 2018; 33(4): 745–53.
- Martínez-Ricarte J, Faus-Matoses V, Faus-Llácer VJ, Flichy-Fernández AJ, Mateos- Moreno B. Dentine sensitivity: concept and methodology for its objective evaluation. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008 ; 13(3): E201-6.
- Matthews B, Vongsavan N. Interactions between neural and hydrodynamic mechanisms in dentine and pulp. *Arch Oral Biol.* 1994; 39(Suppl): 87S–95S. Mantzourani M, Sharma D. Dentine sensitivity: past, present and future. *J Dent.* 2013; 41(Suppl 4): S3–17.
- Migliani S, Aggarwal V, Ahuja B. Dentin hypersensitivity: recent trends in management. *J Conservative Dent.* 2010; 13(4): 218–24.
- Moraschini V, da Costa LS, Dos Santos GO. Effectiveness for dentin hypersensitivity treatment of non-carious cervical lesions: a meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2018 ; 22(2): 617-631.
- Orchardson R., Gillam D.G. Managing dentin hypersensitivity. *J. Am. Dent. Assoc.* 2006; 137 (7) ; 990–998; quiz 1028-9.
- Orchardson R, Gillam DG. The efficacy of potassium salts as agents for treating dentin hypersensitivity. *J Orolfac Pain.* 2000; 14(1): 9-19.
- Orhan K, Aksoy U, Can-Karabulut DC, Kalender A. Low-level laser therapy of dentin hypersensitivity: a short-term clinical trial. *Lasers Med Sci.* 2011; 26: 591-598.
- Orsini G, Procaccini M, Manzoli L, Giuliodori F, Lorenzini A, Putignano A. A double-blind randomized-controlled trial comparing the desensitizing efficacy of a new dentifrice containing carbonate/hydroxyapatite nanocrystals and a sodium fluoride/ potassium nitrate dentifrice. *J Clin Periodontol.* 2010; 37(6): 510–517.
- Pashley DH. Mechanisms of dentin sensitivity. *Dent Clin N Am.* 1990; 34(3): 449–73.
- Patil AR, Varma S, Suragimath G, Abbayya K, Zope SA, Kale V. Comparative evaluation of efficacy of iontophoresis with 0.33% sodium fluoride gel and diode laser alone on occlusion of dentinal tubules. *J Clin Diagn Res.* 2017; 11(8): ZC123-ZC126.
- Petersson LG. The role of fluoride in the preventive management of dentin hypersensitivity and root caries. *Clinical Ora Investig.* 2013; 17(S1): 63–71.
- Petrou I, Heu R, Stranick M, et al. A breakthrough therapy for dentin hypersensitivity: how dental products containing 8% arginine and calcium carbonate work to deliver effective relief of sensitive teeth. *J Clin Dent.* 2009; 20(1): 23-31.
- Porto IC, Andrade AK, Montes MA. Diagnosis and treatment of dentinal hypersensitivity. *J Oral Sci.* 2009; 51(3): 323–332.
- Sağ Güngör F., Karabekiroğlu S. Dentin hassasiyetinin tedavisi ve lazerler. *Selcuk Dent J*, 2018; 5: 91-102.
- Schmidlin PR, Sahrman P. Current management of dentin hypersensitivity. *Clin Oral Investig.* 2013; 17(Suppl 1): S55–9.
- Shellis R.P., Addy M., The interactions between attrition, abrasion and erosion in tooth wear, in: A. Lussi, C. Ganss (Eds.), *Erosive Tooth Wear: From Diagnosis to Therapy*, Karger, Basel, New York, 2014, pp. 32–45.
- Shiau H. Dentin hypersensitivity. *J Evid Based Dent Pract.* 2012; 12 (3 Suppl): 220-228.
- Shibukawa, Y.; Sato, M.; Kimura, M.; Sobhan, U.; Shimada, M.; Nishiyama, A.; Kawaguchi, A.; Soya, M.; Kuroda, H.; Katakura, A.; et al. Odontoblasts as sensory receptors: Transient receptor potential channels, pannexin-1, and ionotropic ATP receptors mediate intercellular odontoblast-neuron signal transduction. *Pflug. Arch.* 2015, 467, 843–863.
- Solé-Magdalena A, Martínez-Alonso M, Coronado CA, Junquera LM, Cobo J, Vega JA. Molecular basis of dental sensitivity: The odontoblasts are multisensory cells and express multifunctional ion channels. *Ann Anat.* 2018 ; 215: 20-29.
- Splieth CH, Tachou A. Epidemiology of dentin hypersensitivity. *Clin Oral Investig.* 2013 ; 17 Suppl 1: S3-8.
- Tugnait A, Clerehugh V. Gingival recession-its significance and management. *J Dent.* 2001; 29(6): 381–94.

- Van Loveren C, Schmidlin PR, Martens LC, Amaechi BT. Dentin hypersensitivity management. Clin Dent Rev. 2018; 2(1): 6.
- Veitz-Keenan A, Barna JA, Strober B et al. Treatments for hypersensitive noncarious cervical lesions: a practitioners engaged in applied research and learning network randomized clinical effectiveness study. J Am Dent Assoc 2013 144: 495– 506.
- Wakabayashi H, Hamba M, Matsumoto K, Tachibana H. Effect of irradiation by semiconductor laser on responses evoked in trigeminal caudal neurons by tooth pulp stimulation. Lasers Surg Med 1993; 13: 605–610.
- West NX, Lussi A, Seong J, Hellwig E. Dentin hypersensitivity: pain mechanisms and aetiology of exposed cervical dentin. Clin Oral Investig. 2013; 17(Suppl 1): S9–19.
- West N., Seong J., Davies M., Dentine hypersensitivity, in: A. Lussi, C. Ganss (Eds.), Erosive Tooth Wear: From Diagnosis to Therapy, Karger, Basel, New York, 2014, pp. 108–122.

Çocuk Diş Hekimliğinde Bilgisayar Destekli İntraosseöz Anestezi

Computer Assisted Intraosseous Anesthesia Applications in Pediatric Dentistry

Alp Abidin ATEŞÇİ

 <https://orcid.org/0000-0001-6346-3801>

Serbest Diş Hekimi, Alsancak, İzmir, Türkiye

ÖZET

Çocuk diş hekimliğinde başarılı bir tedavi için gereken en önemli faktörlerden biri ağrı yönetimidir. Konvansiyonel infiltrasyon anestezisi en sık tercih edilen anestezi tekniği olmasına rağmen özellikle çocuk hastalarda uygulaması klinisyenler açısından her zaman kolay olmamaktadır. Günümüzde bilgisayar destekli intraosseöz anestezi gibi yeni geliştirilen teknikler sayesinde daha efektif ve çocuklar tarafından daha tercih edilebilir bir lokal anestezi uygulaması sağlanabilmektedir. Bu derlemenin amacı son yıllarda çocuk diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşan bilgisayar destekli intraosseöz anestezi uygulamaları ile ilgili bilgi vermektir.

Anahtar sözcükler: anestezi, çocuk diş hekimliği, ağrı yönetimi, intraosseöz anestezi

ABSTRACT

Pain management is one of the most important factors for achieving a successful treatment in pediatric dentistry. Although conventional infiltration anesthesia is the most frequently used technique; it can be difficult for clinicians to administer especially in pediatric patients. Nowadays, with the newly developed techniques such as computer assisted intraosseous anesthesia, a more effective and preferable local anesthesia can be achieved. The aim of this review is to provide information about computer assisted intraosseous anesthesia which has become popular in pediatric dentistry in recent years.

Keywords: anesthesia, pediatric dentistry, pain management, intraosseous anesthesia

GİRİŞ

Çocuk diş hekimliğinde ağrı kontrolü, başarılı bir tedavi için çok önemli bir yer tutmaktadır. Bu açıdan bakıldığında etkili bir lokal anestezi uygulaması hem çocukların tedavi sırasında yaşayabileceği ağrıyı önlemek, hem de tedaviye olan kooperasyonu artırarak tedavi kalitesinin ve başarısının artmasını sağlamaktadır. Bilgisayar destekli intraosseöz anestezi sistemleri son yıllarda özellikle de çocuk diş hekimliğinde popülerlik kazanmış olan bir anestezi tekniğidir. Konvansiyonel olarak enjektör yardımıyla uygulanan lokal anestezi uygulamalarının çocuk hastalardaki dezavantajlarından dolayı bilgisayar destekli intraosseöz anestezi uygulamaları hem etkili hem daha az ağrılı bir anestezi olanağı sunduğu için çocuk diş hekimleri tarafından daha çok tercih edilmeye başlanmıştır.

1) Konvansiyonel enjektör ile uygulanan lokal anestezi uygulamalarındaki başarısızlık sebepleri nelerdir ?

Konvansiyonel enjektör ile uygulanan lokal anestezi uygulamalarında, özellikle de mandibular anestezi gibi blok anestezilerde başarısızlık nedenleri; sinirlerin konumlanmasındaki kişiden kişiye değişen anatomik varyasyonlar, aksesuar sinirlerin varlığı, anestezi solüsyonun difüzyonunu engelleyen bariyerler ve enflamasyon varlığı olarak sıralanabilmektedir (Feridoz ve ark. 2018).

Hem yetişkinlerde hem de çocuklarda kullanılan blok anestezilerdeki başarısızlıkların en büyük sebeplerinden bir tanesi sinir uçlarının kişiden kişiye değişen anatomik konumlanmasındaki farklılıklardan kaynaklanmaktadır (Rood ve ark. 1982).

Aksesuar sinirlerin varlığı da konvansiyonel olarak uygulanan lokal ve blok anestezi uygulamalarının başarısızlığında rol oynayan bir diğer faktördür. Hem süt hem de daimi dişlerin innervasyonu birden çok sinir dalı tarafından sağlanabilir. Özellikle mandibular posterior dişlerde yapılan dental işlemlerde tek başına mandibular anestezi yeterli olmayabilmektedir. Bu durumlarda etkili bir anestezi sağlayabilmek için bukkal veya infiltrasyon anestezisi ile destek sağlanması gerekmektedir (Ryhanen ve ark. 1997).

Mandibular kortikal kemiğin kalın olması, anestezi solüsyonların kemik içine difüzyonunu engelleyen bir bariyer etkisi yaratır ve bunun sonucunda da mandibular molar dişlere uygulanan lokal infiltrasyon anestezisi

etkili olamamaktadır.

Konvansiyonel enjektör ile yapılan lokal anestezi uygulamalarının başarısı enflamasyonlu dişlerde azalmaktadır. Enflamasyon bölgesindeki düşük doku pH'sının lokal anestezi solüsyonun iyonize olmamış bölümünün konsantrasyonunu düşürerek etkinliğini azaltır. Bunun yanı sıra, enflamasyon sebebiyle sayısı artmış ve vazodilate olmuş kan damarları anestezi solüsyonların etkisini kısaltmaktadır (Feridoz ve ark. 2018).

2) Bilgisayar destekli intraosseöz anestezi uygulamaları nedir ?

İntraosseöz anestezi, anestezi solüsyonun diş destekleyen alveol kemiğe enjeksiyonu ile yüksek başarı oranına sahip olduğu ortaya konulmuş bir anestezi tekniğidir. Anestezi solüsyonun dokuya akış hızının ve basıncının bir bilgisayar tarafından sabit tutularak kontrol edilmesi prensibine dayanmaktadır. Genellikle bu sistemlerde kalem benzeri bir uç parça, anestezi solüsyonun akışını ve aspirasyonu sağlayan bir ayak pedalı ile sistemin çalışmasını sağlayan bir ana ünite bulunmaktadır.

İntraosseöz anestezinin asıl amacı konvansiyonel enjektör ile yapılan lokal anestezi uygulamalarında özellikle de mandibulada daha sık olarak karşılaşılan, anestezi solüsyonun kalın kortikal kemiği penetre edememesi kaynaklı yaşanan başarısızlığın ortadan kaldırılmasıdır. İntraosseöz anestezi sistemleri ile bu kalın kortikal kemik tabakası perfore edilir ve lokal anestezi solüsyon süngerimsi kemiğe enjekte edilerek daha etkili bir anestezi elde etme prensibine dayanmaktadır (Clark ve ark. 2010). Bu teknik sayesinde anestezi etkinliği, enjeksiyonu takiben çok kısa süre içinde başlamakta olup yanak veya dudak gibi yumuşak dokuların uyuşukluğunu önlemektedir. Bunlara ek olarak konvansiyonel blok anestezi ile kıyaslandığında daha az ağrıya ve daha az anestezi solüsyon kullanımına olanak sağladığı rapor edilmiştir (Malamed 2019; Wong 2001).

İntraosseöz anestezi uygulamasında iki farklı teknik kullanılmaktadır. İlk olarak kullanılan intraosseöz anestezi tekniği transkortikal tekniktir. Bu teknik, iğne ucunun bukkaldeki diş etine 90° açıyla yerleştirilerek enjektörün kortikal kemik tabakasına ulaşması sağlanarak gerçekleştirilmektedir (Şekil 1) (Beneito-Brotons ve ark. 2012). Fakat bu teknik özellikle de mandibular molar dişlerde uygulanması zor olduğundan yeni teknikler geliştirilme ihtiyacı ortaya çıkmıştır (Vongsavan ve ark. 2019). Osteosantral teknik iğne

ucunun posterior dişlerin apekslerine iki diş arasında kalan spongiyöz kemiği penetre ederek ulaşması prensibine dayanmaktadır. Bu teknikte iğne ucunun kemik içine penetre olabilmesi için iğne ucunun dişlerin uzak aksı ile 30-45° açıyla tutularak giriş yapılması gerekmektedir (Şekil 2) (Sixou ve ark. 2009). Hem transkortikal hem de osteosantral anestezi tekniklerinden önce yapışık dişetinin uyuşturulması özellikle de çocuk diş hekimliğinde oldukça önem taşımaktadır. Yapışık dişetinin uyuşturulması esnasında enjektör ucunun yapışık dişeti ile 15° açı yapacak şekilde bir giriş yolu sağlanması önerilmektedir (Şekil 3) (Sixou ve ark. 2008). Osteosantral teknik, genellikle 30G kalınlığında ve 9-16 mm arasında değişen boylardaki, iki adet kesici yüzeye sahip enjektör uçları ile uygulanmaktadır. Çocuk diş hekimliğinde en sık olarak tercih edilen enjektör uçları 9 mm uzunluğunda olup 30 G kalınlığında olanlardır. İki adet kesici yüzey içeren bu enjektör uçları sayesinde iğne ucu rotasyon yapabilmek interdentel alandaki spongiyöz kemiğe daha rahat penetre olabilmektedir (Özer ve ark. 2012; Sixou ve ark. 2015). Bilgisayar destekli intraosseöz anestezi sistemlerinde genellikle karpül formundaki lokal anestezikler kullanılmaktadır. En sık olarak tercih edilen lokal anestezikler ise 4%'lük artikain ve 2%'lik lidokaindir. Lokal anestetik solüsyon seçimi genellikle yapılacak işlemin tipine göre değişiklik gösterir (Tablo 1).



Şekil 1. Transkortikal anestezi uygulaması



Şekil 2. Osteosantral anestezi uygulaması



Şekil 3. Yapışık dişetinin uyuşturulması

Tablo 1. Bilgisayar destekli intraosseöz anestezi sistemlerinde kullanılan anestetik solüsyonlar ve uygulama alanları

Anestetik Solüsyon	Dilüsyon	Yapılması Önerilen Tedavi
Artikain 4%	1/200000	Diş çekimi veya asemptomatik dişlerin restoratif tedavileri
Artikain 4%	1/100000	Semptomatik ve lezyonlu dişlerin tedavisi
Lidokain 2%	1/80000	İrreversible pulpitisli dişlerin endodontik tedavisi

3) Bilgisayar destekli intraosseöz anestezi uygulamaları ile konvansiyonel enjektör ile uygulanan lokal anestezi uygulamaları arasındaki farklar nelerdir ?

Çocuk diş hekimliğinde anestezi uygulamaları çocuklar tarafından genellikle ağrı ve acı duyuları ile eşleştirildiğinden dolayı en sık olarak korku ve huzursuzluk yaratan faktörlerden biridir (Kuscu ve ark. 2008). Konvansiyonel enjektör ile yapılan lokal anestezi uygulamalarında, anestetik solüsyonun parmak basıncı ile verilmesi ve gerek lokal infiltrasyon gerekse de blok anestezilerde iğnenin mukozayı penetre etmesi sırasında ağrıya neden olabilmektedir. Bu durumlara ek olarak özellikle mandibular anestezi gibi blok anestezilerde mukozal dokulardaki uzun süreli uyuşukluk hissi ve bundan kaynaklı olarak meydana

gelen dudak ve yanak ısırıkları çocuklarda konvansiyonel enjektör ile uygulanan lokal anestezi uygulamalarının komplikasyonları arasında yer almaktadır (Sixou ve ark. 2009).

Konvansiyonel enjektör ile yapılan lokal anestezi uygulamalarının aksine bilgisayar destekli intraosseöz anestezi uygulamalarında anestezi solüsyon, anestezi yapılacak olan dişin bir ön veya arka bölgesinde kalan dişeti papilinden girilerek spongiyöz kemiğe enjekte edilir. İki diş arasında kalan spongiyöz kemiğe enjekte edilen anestezi solüsyon sayesinde dişlerin apikal uçlarına ulaşarak derin ve etkili bir anestezi sağlanmış olur. İntraosseöz anestezi sistemlerinde iğne uçları konvansiyonel enjektörlerdeki iğne uçlarına kıyasla oldukça kısa ve daha ince oldukları için çocuk hastalar tarafından daha az korkutucu ve çok daha kolay bir şekilde tolere edildiği rapor edilmiştir (Smaïl-Faugeron ve ark. 2019). Bilgisayar kontrolünde sabit bir hız ve basınçta verilen anestezi solüsyon verilmesi ise enjeksiyon sırasında çocuklarda yaşanan ağrının azaltılmasında büyük rol oynamaktadır (Smaïl-Faugeron ve ark. 2019).

Sixou ve ark. 2009 yılında yaptıkları çalışmada 50 çocuk hastada bilgisayar destekli intraosseöz anestezi cihazı olan QuickSleeper® (Dental Hi Tec, Cholet, Fransa) ile yapılan anestezi sonrası ağrı düzeylerini ölçtükleri çalışmalarında, çocukların çoğunluğunun az düzeyde ağrı veya hiç ağrı hissetmediğini rapor etmişlerdir. Buna ek olarak daha önce konvansiyonel enjektör ile infiltrasyon anestezisi yaptıran çocukların bu tekniği daha konforlu bulduğu da belirtilmiştir (Sixou ve ark. 2009).

Smaïl-Faugeron ve ark. 2019 yılında yaptıkları çalışmada 30 çocuk hastada bilgisayar destekli anestezi sistemleri ile konvansiyonel enjektör ile yapılan infiltrasyon anestezisini kanal tedavisi öncesinde uygulayıp çocukların ağrı düzeylerini ölçmüşlerdir. Çalışmalarının sonucunda ağrı skorlarının intraosseöz anestezi uygulanan çocuklarda istatistiksel olarak anlamlı düzeylerde daha düşük çıktığını bildirmişlerdir. Bunun yanı sıra enjektörün dokuya girişi ve anestezi

solüsyonun verilmesi anındaki ağrı skorlarının da bilgisayar destekli sistemler ile yapılan intraosseöz anestezi sistemlerinde daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir (Smaïl-Faugeron ve ark. 2019).

Dixit ve ark. 2018 yılında yaptıkları çalışmada 8-14 yaş arasındaki 25 çocuk hastanın molar insizör hipoplazisine sahip dişlerinde restoratif tedaviler öncesinde intraosseöz anestezi ile konvansiyonel enjektör ile yapılan anestezi uygulamalarını karşılaştırmışlardır. İntraosseöz anestezi sonrası ağrı skorlarının konvansiyonel yöntem ile kıyaslandığında anlamlı derecede daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Anestezi sonrasındaki restoratif işlemler sırasında intraosseöz anestezi uygulanan grupta çocukların %89'u ağrı hissetmediğini belirtmiş olup bu rakam konvansiyonel anestezi uygulanan grupta %63 seviyelerinde olduğu rapor edilmiştir (Dixit ve ark. 2018).

Nieuwenhuizen ve ark. 2013 yılında 112 çocuk üzerinde yaptıkları çalışmada iki farklı bilgisayar destekli intraosseöz anestezi sistemi olan WAND® (Milestone Scientific, NJ, ABD) ve Sleeper One® cihazlarını postoperatif ağrı ve uygulama süresi açısından kıyaslamışlardır. Yapılan çalışma sonucunda iki sistem arasında ağrı skorları açısından anlamlı bir fark bulunmazken, Sleeper One® ile yapılan anestezinin WAND® sistemi ile yapılan anesteziden daha kısa sürdüğü belirtilmiştir (Nieuwenhuizen ve ark. 2013).

SONUÇ

Bilgisayar destekli intraosseöz anestezi sistemlerinin uygulandıktan çok kısa bir süre içinde etkili oluşu, görünümünün çocuklar tarafından daha kabul edilebilir ve daha az korkutucu bulunması, enjeksiyon sırasında ve sonrasında konvansiyonel enjektör ile yapılan anesteziye kıyasla daha az ağrı hissedilmesi ve yumuşak dokularda en az düzeyde uyuşukluğa sebep olması bu sistemleri çocuk diş hekimliğinde son yıllarda en sık olarak kullanılma sebebidir.

KAYNAKLAR

- Beneito-Brotons, R., Peñarrocha-Oltra, D., Ata-Ali, J., & Peñarrocha, M. (2012). Intraosseous anesthesia with solution injection controlled by a computerized system versus conventional oral anesthesia: a preliminary study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 17(3), e426-429.
- Clark, T. M., & Yagiela, J. A. (2010). Advanced techniques and armamentarium for dental local anesthesia. *Dent Clin North Am*, 54(4), 757-768.
- Dixit, U. B., & Joshi, A. V. (2018). Efficacy of Intraosseous Local Anesthesia for Restorative Procedures in Molar Incisor Hypomineralization-Affected Teeth in Children. *Contemp Clin Dent*, 9(Suppl 2), S272-s277.
- Feridoz, J., & Raj, J. D. (2018). Intraosseous anesthesia in dentistry-A review. *Drug Invention Today*, 10.
- Kuscu, O. O., & Akyuz, S. (2008). Is it the injection device or the anxiety experienced that causes pain during dental local anaesthesia? *Int J Paediatr Dent*, 18(2), 139-145.
- Malamed, S. F. (2019). *Handbook of local anesthesia-e-book*: Elsevier health sciences.

- Nieuwenhuizen, J., Hembrecht, E. J., Aartman, I. H., Krikken, J., & Veerkamp, J. S. (2013). Comparison of two computerised anaesthesia delivery systems: pain and pain-related behaviour in children during a dental injection. *Eur Arch Paediatr Dent*, 14(1), 9-13.
- Özer, S., Yaltirik, M., Kirli, I., & Yargic, I. (2012). A comparative evaluation of pain and anxiety levels in 2 different anesthesia techniques: locoregional anesthesia using conventional syringe versus intraosseous anesthesia using a computer-controlled system (Quicksleeper). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 114(5 Suppl), S132-139.
- Rood, J. P., & Pateromichelakis, S. (1982). Local anaesthetic failures due to an increase in sensory nerve impulses from inflammatory sensitization. *J Dent*, 10(3), 201-206.
- Ryhanen, J., Luotio, K., Kotilainen, R., & Hypponen, T. (1997). *Soft tissue anaesthesia with lidocaine, prilocaine and their combination*. Paper presented at the JOURNAL OF DENTAL RESEARCH.
- Sixou, J. L., & Barbosa-Rogier, M. E. (2008). Efficacy of intraosseous injections of anesthetic in children and adolescents. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106(2), 173-178.
- Sixou, J. L., & Marie-Cousin, A. (2015). Intraosseous anaesthesia in children with 4 % articaine and epinephrine 1:400,000 using computer-assisted systems. *Eur Arch Paediatr Dent*, 16(6), 477-481.
- Sixou, J. L., Marie-Cousin, A., Huet, A., Hingant, B., & Robert, J. C. (2009). Pain assessment by children and adolescents during intraosseous anaesthesia using a computerized system (QuickSleeper). *Int J Paediatr Dent*, 19(5), 360-366.
- Smail-Faugeron, V., Muller-Bolla, M., Sixou, J. L., & Courson, F. (2019). Evaluation of intraosseous computerized injection system (QuickSleeper™) vs conventional infiltration anaesthesia in paediatric oral health care: A multicentre, single-blind, combined split-mouth and parallel-arm randomized controlled trial. *Int J Paediatr Dent*, 29(5), 573-584.
- Vongsavan, K., Samdrup, T., Kijssamanmith, K., Rirattanapong, P., & Vongsavan, N. (2019). The effect of intraosseous local anesthesia of 4% articaine with 1:100,000 epinephrine on pulpal blood flow and pulpal anesthesia of mandibular molars and canines. *Clin Oral Investig*, 23(2), 673-680.
- Wong, J. K. (2001). Adjuncts to local anesthesia: separating fact from fiction. *J Can Dent Assoc*, 67(7), 391-397.

Tüm Seramik Restorasyonların Klinik Uygulamalarında Önemli Aşamalar

Significant Steps for the Clinical Applications of All-Ceramic Restorations

Beril KOYUNCU

Ayşegül KOŞDAŞ

Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU

Muharrem Erhan ÇÖMLEKOĞLU

 <https://orcid.org/0000-0002-1744-5351>

 <https://orcid.org/0000-0002-4195-2935>

 <https://orcid.org/0000-0003-4268-8977>

 <https://orcid.org/0000-0002-0915-5821>

Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Bornova, İzmir, Türkiye

ÖZET

Tüm seramik restorasyonlar üstün estetik özellikleri, diş ve dişeti ile olan biyouyumlulukları ve kabul edilebilir mekanik özellikleri ile günümüzde hastaların istediği ve hekimlerin tercih ettiği tedavi seçeneklerinin başında gelmektedir. Protetik ve restoratif diş hekimliğinde konvansiyonel iş akışı da gün geçtikçe yerini dijital iş akışına bırakmaktadır. Bu derlemenin amacı, tüm seramik restorasyonlara ilişkin güncel olarak geliştirilen restorasyon materyalleri, üretim yöntemleri ve adeziv sistemler hakkında bilgi sağlamaktır.

Anahtar sözcükler: Dental Seramikler, CAD-CAM, Dental Onley, Adeziv simanlar

ABSTRACT

Due to their superior aesthetic properties, biocompatibility with the teeth and gingiva, and acceptable mechanical properties, all-ceramic restorations are among the primary treatment options demanded by the patients and preferred by the clinicians. Gradually, conventional workflow in prosthetic and restorative dentistry is being replaced by the digital workflow. The purpose of this review is to provide up-to-date information about the restoration materials, fabrication methods and adhesive systems regarding all ceramic restorations.

Keywords: Dental Ceramics, CAD-CAM, Dental Onlays, Adhesive cements

GİRİŞ

Hekim, dişi restore ederken hangi materyali seçeceği konusunda ikilemde kalabilir. Son kararı belirleyecek olan iki ana etmen protezin estetiği ve dayanıklılığıdır. Metal-seramikler güvenilirlikleri ile altın standart iken kullanılan bazı metal alaşımlarının biyouyumluluk sorunları ve estetik sorunları nedeniyle yerlerini tüm seramik materyallere bırakmışlardır. Tüm seramik restorasyonlar mikroyapılarına göre cam seramikler, cam bazlı kristalin doldurucu içeren seramikler (lösit/lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler), kristalin bazlı cam doldurucu seramikler (alümina esaslı) ve polikristalin seramikler (zirkonya esaslı) olarak sınıflandırılırlar (Can, Ersoy ve Aksu, 2014). Üretim yöntemleri arasında da ısı ve presleme, slip-döküm, sinterleme ve kazıma yöntemleri bulunmaktadır (Conrad, Seong ve Pesun, 2007).

Cam Seramik Materyaller

Günümüzde estetiğin ön planda olduğu olgularda yaygın olarak lösit ve lityum disilikat içerikli cam seramik materyaller tercih edilmektedir. Bu materyallerde kimyasal yapı lösit ve lityum disilikat gibi kristalin partikülleri ile geliştirilmektedir ve feldspatik seramik materyallerine göre güç ve kırılma dayanımı daha üstün hale gelmektedir (Kelly, 2016; Lambert, Durand, Jacquot ve Fages, 2017).

Feldspatik cam seramikler ve lösit cam seramikler onleylerde, $\frac{3}{4}$ kron ve venerlerde endikedir. Lityum disilikat içerikli cam seramiklerin de anterior kronlarda, 3 üyeye kadar anterior köprülerde ve posterior bölgede tek kronlarda kullanılması önerilir.

Seramikler ile rezin siman arasındaki adezyonun kuvvetlenebilmesi için seramik iç yüzeyinde bir ön hazırlığa gerek vardır. Bu yüzey hazırlıkları, mekanik (frez, alüminyum oksit kumlama), kimyasal (%2-%10 aralığında konsantrasyonlarda bulunan hidroflorik asit ve silan uygulamaları) ve kombine (silikon oksit kumlama) olarak yapılabilmektedir (Dündar ve ark, 2007; Phark, Duarte, Kahn, Blatz ve Sadan, 2009). Cam seramiklerin kimyasal yüzey hazırlığı için hidroflorik asit (HF) ve silan sırayla ve ayrı ayrı kullanılır; adeziv rezin simanlarla birlikte

oldukça etkin bir bağlantı dayanımı elde edilebilir. Rezin simanların cam seramik restorasyonlara adezyonunu geliştirmek ve restorasyonun kırılma dayanımını arttırmak amacıyla asitleme ve silanlama gibi yüzey işlemleri klinik öneriler arasında altın standart olarak bulunmaktadır (Conrad ve ark, 2007; Fabianelli ve ark, 2010; Pollington, Fabianelli ve Van Noort, 2010).

Lityum disilikat içerikli cam seramikler için %5'lik HF asitin 20 saniye uygulanması önerilmektedir. Feldspatik ve lösit içerikli cam seramikler için ise bu süre 60 saniye olarak bildirilmiştir. Daha yüksek konsantrasyonda HF asit kullanımının ve asidin daha fazla sürelerde uygulanmasının materyalin mikro yapısını zarara uğrattığı gösterilmiştir (Bajraktarova-Valjakova ve ark, 2018; Murillo-Gómez, Palma-Dibb ve De Goes, 2018; Prochnow ve ark, 2018; Sundfeld ve ark, 2018). HF asit uygulaması sonrasında, asidin yarattığı kalıntıların restorasyondan uzaklaştırılması amacıyla çeşitli araştırmalarda hava-su spreyinin 1 dakika boyunca kullanılması, ultrasonik banyoda distile su içerisinde 5 dakika bekletme, 1 dakika %37'lik ortofosforik asit uygulanması veya kombine yöntemler önerilmektedir. Bu yöntemlerin etkinliğine dair çalışmalar halen yapılmaktadır (Steinhauser, Turssi, França, do Amaral ve Basting, 2014).

Son zamanlarda, hidroflorik asitten etkilenebilen restorasyon türlerinin yüzey hazırlığı için asitleme ve silan işlemlerinin eş zamanlı uygulandığı ve asit ile silanın aynı şişeye dahil edildiği (hidroflorik asidin toksik etkileri nedeniyle intraoral kullanımının önerilmemesi ve ağız içi tamir gerektiren seramik olgularda kullanılabilmesi için) bir *self-etch* seramik primerin tanıtılmasıyla alternatif bir yaklaşım önerilmiştir. Tanıtılan ürün (Monobond Etch and Prime, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) toksik olan HF asidi içermez, bunun yerine su/alkol tetrabutyl amonyum dihidrojen triflorür (TADF) aşındırıcısı kullanılmıştır (Dimitriadi, Zinelis, Zafropoulou, Silikas ve Eliades, 2020). Ancak etkinliği henüz ayrıca uygulanan HF asit işlem basamağının önüne geçememiştir ve iki ayrı aşamalı HF ve silan uygulaması halen altın standart olarak sayılmaktadır. Bu materyalin başarısına dair klinik çalışmalar halen sürmektedir (Nascimento ve

ark, 2021).

Polikristalin Seramikler

Zirkonya ise indirekt anterior ve posterior protetik restorasyonlar için genellikle kısmen yttria ile stabilize tetragonal fazda (Y-TZP) kullanılır. Ancak bu zirkonya materyalini opak hale getirerek optik ve estetik özelliklerinin cam seramiklere göre düşük olmasına neden olur. Tetragonal zirkonya, ışığın %25 oranında kırınımına (geçirgenliğine) yol açar. Bu nedenle; metal implant dayanağı, renklenmiş dişler gibi koyu renkli substratları (alt yapı) maskelemek için tercih edilir. Öte yandan zirkonya at yapının estetik nedenlerle tabakalanması üst yapının zayıf bağlantısı nedeniyle üst yapıda kırılma sorunlarına yol açmıştır. Bu üst yapı kırığı sorunlarını aşmak için ise son zamanlarda tabakalama gerektirmeyen ancak istenildiğinde uygulanabilen monolitik (full kontur) zirkonya restorasyonlar kullanılmaya başlanmıştır. Monolitik zirkonyanın estetik özelliklerinin yüksek olması yanısıra tetragonal olana benzer bir bükülme dayanımı vardır (500-900 MPa). Ancak standart Y-TZP zirkonyadan farklı olarak monolitik zirkonya blokların içindeki atomlar organik bir bağlayıcı ajan olmaksızın iç içe geçmişlerdir ve %30-35 oranında kübik kristal barındırırlar. Bu gözeneksiz ve nanopartiküler yapı; ışık geçirgenliğini arttırmaktadır (Zarone, Di Mauro, Ausiello, Ruggiero ve Sorrentino, 2019). Zirkonyada cam faz bulunmadığından hidroflorik asit ile yüzey hazırlığından etkilenmez; etkin bağlanma protokolü arayışları halen sürmekte ise de günümüzde de en başarılı olarak bildirilmiş olan simantasyon yöntemi; tercihen silika kaplı 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile 10,25 MPa basınç altında kumlama (pürüzlendirme) sonrasında 10-metacryloxydecildihydrogen-phosphate (MDP) içeren bir adeziv rezin siman ile simante etmektir (Shahin ve Kern, 2010).

Hibrit Seramikler

Tüm seramik materyallerin yanısıra seramik ve kompozit materyallerin optimize edilmiş özellikleriyle (mekanik dayanıklılık, aşınma direnci ve estetik birlikte) bir arada bulunabildiği yeni mikroyapıların (polimer infiltre rezin seramikler, zirkonya partikülleri ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler gibi) geliştirilmesiyle birlikte

materyal çeşitliliği de artmıştır. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklere Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sachingen, Almanya) ve Celtra Duo (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) örnek olarak verilebilir. Cam seramik fazının yüksek olması bu materyallere, CAD/CAM'de kolay kazınabilmeleri, optik özelliklerinin iyi olması ve bitirme ve polisaj işlemlerinin üst düzey olması gibi avantajlar kazandırmıştır (da Silva ve ark, 2017; Krüger, Deubener, Ritzberger ve Höland, 2013).

Polimer rezin matrise cam doldurucu infiltre edilerek üretilen Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, ABD) ve Cerasmart (GC International AG, Luzern, İsviçre) gibi bloklar da vener ve inley/onley türü indirekt restorasyonlarda endikedir. Polimer infiltre cam seramiklere örnek olarak da Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sachingen, Almanya) verilebilir ve cam infiltre rezin blokların sayılan endikasyonlarına ek olarak tek kronlarda da rahatlıkla kullanılabildiği bildirilmiştir. Polimer infiltre seramiklerin yüzey hazırlığı için %5 HF asidin 60 saniye uygulanması ve ardından silan uygulanması önerilmektedir. Seramik infiltre polimer blokların yüzey hazırlığı için ise 50 µm alüminyum-oksit ile kumlama ve silan uygulaması tavsiye edilmektedir (Matzinger, Hahnel, Preis ve Rosentritt, 2019; Sulaiman, 2020). Sözü edilen hibrit seramikler, endodontik tedavi dişlerin restorasyonlarında mekanik özelliklerinin elverişliliği nedeni ile endikedir (Ang ve Tew, 2020; Govare ve Contrepolis, 2020).

Üretim Yöntemleri: Dijitalleşme

Diş hekimliğinde standart tedavi protokollerinde konvansiyonel olarak elde edilen ölçü ve alçı modellerden restorasyon üretimi yapılmaktadır ve bu konvansiyonel yöntemde hekim ve dental teknisyen çokça zaman ve el emeği harcamaktadır. Tüm dünyada olduğu gibi dijitalleşme diş hekimliğinde de giderek yaygınlaşmaktadır. Diş hekimliğinde bilgisayar destekli uygulamalar sistemli bir iş akışıyla insan gücünü elimine eder ve doğru ve kolaylıkla yenilenebilen restorasyon üretimine olanak verir (Dawood, Purkayastha, Patel, Mackillop ve Tanner, 2010; Fasbinder, 2010). CAD/CAM teknolojisinin gelişmesi ile diş, doku ve implant destekli protezlerde dijital ölçü, sanal modellerin diş hekimliği yazılımları ile bilgisayar

monitöründe oluşturulması ve herhangi bir fiziksel modele gereksinim olmadan kazıma veya 3 boyutlu baskı teknikleri ile üretim yapılması gibi iş akışında avantaj sağlayan durumlar ortaya çıkmıştır (Koch, Gallucci ve Lee, 2016). Günümüzde artık tam konvansiyonel iş akışı veya tam dijital iş akışı yürütmek zor gözükmemektedir; mutlaka iki iş akışından da bazı aşamalarda kesişimler olmaktadır. Klinisyen ve teknisyen, hangi durumlarda konvansiyonel tarafta kalmanın daha uygun olacağını veya hangi durumlarda dijital iş akışı yürütmesi gerektiğini iyi bilmelidir (Miyazaki ve Hotta, 2011; Weston, 2016). Öte yandan, kazıma yöntemlerinin yanısıra ekleme yöntemleri ile üretim de son yıllarda daha sık kullanılmaya başlamıştır. Selektif lazer sinterleme, direkt 3 boyutlu baskı tekniği ve stereolitografi gibi üretim yöntemleri bu kapsamda mevcuttur. Polikristalin seramikler ve cam seramikler için seri 3 boyutlu üretim aşaması kazıma veya konvansiyonel üretim metodunun daha ekonomik olması sebebiyle henüz yaygınlaşmamıştır ancak yakın gelecekte böyle bir beklenti vardır ve buna yönelik çalışmalar sürmektedir (da Silva ve ark, 2017; Schweiger, Edelhoff ve Güth, 2021).

Dental Adeziv Sistemler

Dental adezivler için esas zorluk, farklı yapıdaki iki sert dokuya eşit derecede etkili bir bağlantı sağlamaktır. Mineye olan adeziv bağlantının uzun ömürlü olduğu kanıtlanmıştır. Dentine bağlanma ise çok daha karmaşık olmakla birlikte, zaman alıcı uygulama prosedürleri izlendiğinde başarılması mümkündür (Van Meerbeek ve ark, 2011). Dolayısı ile klinikte karşılaştığımız substratın mine-dentin oranı, restorasyonun türünü ve simantasyon stratejisini belirleyecektir.

Adezyonun oluşabilmesi için restorasyon tarafı ve substrat (diş) tarafı ayrı ayrı hazırlanmalıdır. Genel olarak günümüzde 3 farklı yaklaşım ile dental dokular simantasyona hazırlanabilir:

1. **Asitle-yıka (etch and rinse) sistemi**, mine ve dentinin %35-37'lik ortofosforik asitle selektif olarak pürüzlendirilmesini ve bunun sonucunda rezinin diş yapısına mikromekanik olarak tutunmasını içerir. Mine, esas olarak (ağırlıkça %96) sert, katı kristal yapı olan hidroksiapatit (HAp) içeren bir dokudur. Ortofosforik asit uygulandığında,

hidroksiapatit seçici olarak çözünerek rezin monomerlerinin infiltrasyonunu sağlayan mikro ve makro gözenekler oluşturur (Zecin-Deren ve ark, 2019). Polimerizasyondan sonra rezin gözenekler içinde kilitlenir (Pashley ve ark, 2011). Tek aşamalı sistemlerden önce, dentin adezivleri 3 aşamalı asitle-yıka, 2 aşamalı asitle-yıka ve 2 aşamalı kendinden asitleme sistemleri olarak sınıflandırılmıştır. 3 aşamalı asitle-yıka tekniğinde, smear tabakası ortofosforik asit yardımıyla tamamen çıkarılabilir ve bir hibrit tabaka oluşturulabilir (Jang ve ark, 2016). Asitle-yıka tekniğinde 3 aşamalı olarak ayrı ayrı asit, primer ve adeziv uygulanabilir veya 2 aşamalı olarak asit uygulamasının ardından primer ve adeziv tek aşamada olacak şekilde uygulanabilir (Abad-Coronel, Naranjo ve Valdiviezo, 2019).

Yapılan in-vitro çalışmalar sonucunda, 3 aşamalı asitle-yıka (total-etch) sisteminin kendinden adezivli (self-adeziv) ve kendinden asitli (self-etch) sistemlere göre dentin dokusuna en iyi adeziv bağlantıyı sağladığı ve makaslama dayanımının en yüksek olduğu ortaya çıkmıştır (Van Den Breemer, Gresnigt ve Cune, 2015). Variolink II (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) bu tür simanlara örnek olarak verilebilir. Mine oranının yüksek olduğu substratlarda asitle-yıka sistemler daha etkilidir.

2. **Kendinden asit içeren (self-etch) sistemlerde** aşamaların kolaylaştırıldığı ve uygulama hassasiyetinin azaldığı görülmektedir. Sistemde kendinden asitli bir primer olduğundan, asitle-yıka sistemindeki asidin uygulanması, yıkanması ve kurutulması gibi hassas işlem basamakları elimine edilmiştir. Smear tabakasının bir kısmı kaldırılmaktadır. Tek veya iki aşamalı olarak uygulanabilmektedir (D'Arcangelo, De Angelis, Vadini, D'Amario ve Caputi, 2010). Self-etch sistemlere Panavia F, Panavia 21 (Kuraray, Tokyo, Japonya) örnek olarak gösterilebilir (Radovic, Monticelli, Goracci, Vulicevic ve Ferrari, 2008). Dentin oranının yüksek olduğu substratlarda bu sistemler daha etkilidir.

3. **Kendinden adezivli (self-adhesive) (universal) sistemler** ise rezin simanların bir alt grubu olarak 2002'de kullanıma geçmiştir (örnek: RelyX UniCem, 3M ESPE, St. Paul, ABD). Bu

sistemler hem konvansiyonel hem rezin simanlarda görülebilecek sorunlara bir çözüm niteliğinde ortaya çıkmıştır ve farklı siman türlerinin avantajlarının tek üründe birleştirilmiş olma özelliğine sahiptirler. Teknik hassasiyet içermeyen bu sistemde diş üzerinde herhangi bir ön hazırlık yapmaya gerek yoktur. Smear tabakası kaldırılmadığından post-operatif hassasiyet oldukça az görülmektedir. Hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olan bu simanlar herhangi bir indirekt restorasyonun simantasyonunda kullanılabilir (Radovic ve ark, 2008).

Doldurucu içermeyen 4-META/MMA -TBB siman sistemi ve doldurucu içeren adeziv kompozit rezin siman olmak üzere iki tip adeziv rezin siman sistemi bulunmaktadır. Her iki rezin de tam seramik ve metal destekli seramik restorasyonlarda yapıştırma materyalleri olarak kullanılabilir (Koshida, Maeno ve Nara, 2020).

Işıkla sertleşen simanların (light-cure) en büyük avantajlarından biri uygulama kolaylığıdır. Vener uygulamalarında restorasyonun konumunun doğru biçimde ayarlanabilmesi için simanın çalışma zamanının uzun olması tercih edilir ve ışıkla sertleşen simanlarda reaksiyonun başlaması için mutlaka ışığa gereksinim olur. Bu nedenle ışıkla sertleşen simanlar önerilmektedir (Radovic ve ark, 2008). Ancak restorasyonun kalınlığı, opasitesi ve renk tonu ışığın derinlere ulaşmasını etkileyebilir. Işığın tam ulaşmadığı alanlarda polimerizasyon tamamlanamamış olur ve rezin simanın polimerizasyonunun tamamlanamaması durumunda bitim hattında bozunmalar ve çözümler gözlenir. Bu nedenle, hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olabilen simanlar (dual-cure) ortaya çıkmıştır. Bu simanlarda, ışığın ulaşmadığı derin alanlarda polimerizasyon kimyasal olarak kendiliğinden devam edebilmektedir (Lee ve Um, 2001; Yuh, Kim, Kim, Lee ve Shim, 2009).

Güncel olarak kullanılan ışık kaynaklarının tümü kıyaslanabilir olmadığından ışık kaynağı seçimi de görüldüğü kadar kolay bir aşama değildir. Işık ile polimerizasyon sağlayan bu cihazlarda, ışık kaynağının tipi, ışık üretim şekli ve polimerize etme konfigürasyonu farklılıklar göstermektedir. Halojen lambalar piyasaya bu amaçla ilk sürülmüş olan ve uzun dönem kullanılmış olan cihazlardır. Halojen

ışık kaynaklarında hem ultraviyole hem beyaz ışık birlikte üretilir; oluşan ısıyı en aza indirmek ve ışığın spektrumunda mavi bölgeden oluşmasını sağlamak amacıyla ışığın filtrelenmesi gerekmektedir (Malhotra ve Mala, 2010a, 2010b). Halojen ışık kaynağında üretilen enerjinin çoğu ısıya dönüşmektedir ve bu cihazın içinde yerleşik olan bir soğutucu ile bu olumsuzluk giderilmeye çalışılmıştır. Bu cihazdan kaynaklanan dalga boyunun en fazla %0.5 kadarı polimerizasyon için kullanılmaktadır (Malhotra ve Mala, 2010b; Rueggeberg, 2011). Halojen lambalardaki bu dezavantajlara bir çözüm niteliğinde daha güncel olan LED (Light Emitting Diode) ışık kaynakları yakın zamanda geliştirilmiştir. Bu ışık kaynaklarının hizmet etme süresinin uzun olması, düşük ağırlıklı ve küçük boyutlarda olması, herhangi bir filtre uygulamasına ihtiyaç gerektirmemesi ve elektrik kablolarını elimine eden bir şarj-enerji ünitesinin varlığı gibi avantajları mevcuttur (Malhotra ve Mala, 2010b; Rueggeberg, 2011).

Hastanın mevcut okluziyon türü ve özellikleri (aşınma yüzeyleri, okluzal yüklerin yoğunluğu, vb.) önceden değerlendirilmeli ve materyal seçimi de bu koşullara uygun yapılmalıdır.

Restorasyonun son prova sonrasında pürüzsüzleştirme ve glazür işlemleri ve simantasyon sonrası her ne kadar ağız içinde uyumlandırılmaması istenirse de gerekli durumlarda uyumlama sonrası için kullanılabilecek elmas polisaj pastaları ve kaba grenliden ince grenliye gradyanlı parlatma setleri de bulunur ve bunlardan yararlanılabilir.

Olgu Sunumu

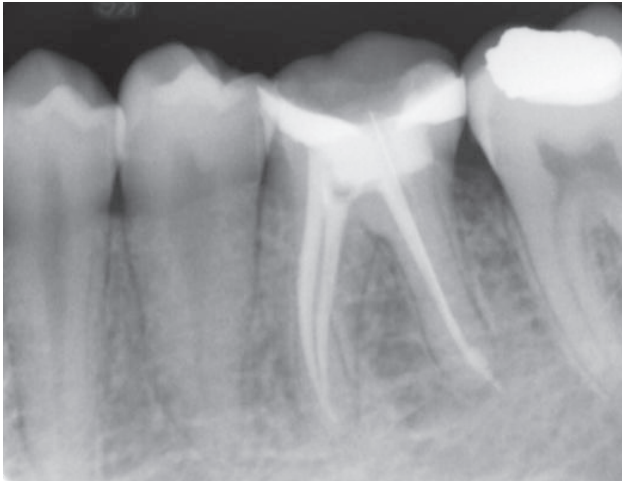
Tüm bu bilgiler ışığında aşağıda kliniğimize başvuran bir hastada temel tüm seramik restorasyon olgusuna dijital iş akışı ile yaklaşım ve tedavi süreci açıklanmıştır:

25 yaşında kadın hasta, daha önceden kanal tedavisi yapılmış olan ve klinik kron boyu kısa olan 36 numaralı dişine koruyucu restorasyon yaptırmak amacıyla kliniğimize başvurmuştur. Yapılan klinik ve radyografik muayenede, periodontal dokularda, kök kanal tedavisinde, kanal tedavisi üzerindeki restorasyonda ve kök ucunda herhangi bir olumsuz duruma rastlanmamıştır (Resim 1 ve Resim 2).

Preparasyon öncesi hastanın okluzyon özellikleri incelenmiştir; hastada kanin koruyucu okluzyon olduğu gözlenmiştir. Değerlendirme sonucu; hastaya CAD/CAM ile üretilmiş ve gelen okluzal yüklerin daha geniş alana yayılabileceği bir tüm seramik onley restorasyon yapımı planlanmıştır.



Resim 1: 36 numaralı dişin okluzal yüz görüntüsü



Resim 2: 36 numaralı dişin periapikal röntgen görüntüsü

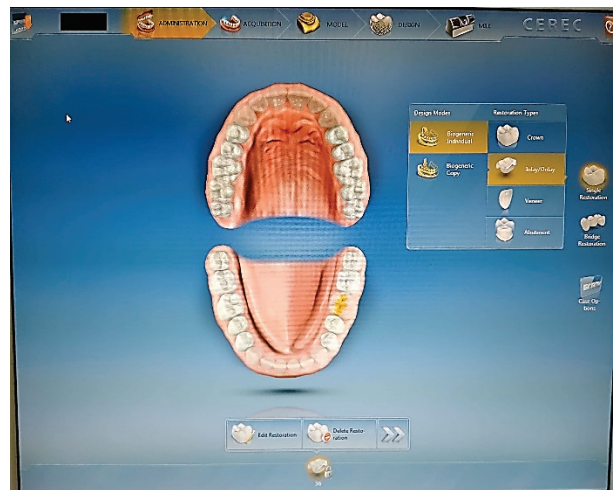
Diş preparasyonu tüm seramik materyallerine uygun onley prensiplerine göre rond, fissür ve alev uçlu frezler ile (Dimei, Anyang Huaxian Dimei Dental Material Company, Huaxian, Çin) yapılmıştır. Bağlantı açısından çepeçevre mine yüzeyi bırakılmasına özen gösterilmiştir. Keskin kenar ve köşe bırakılmamıştır. Bizotaj yapılmamıştır. Kenar-kenara (düz) (butt-joint) bitim hattı oluşturulmuştur. Çiğneme yüzeyinde 1.5 mm-2 mm restorasyon kalınlığı oluşturabilecek şekilde mesafe ayarlanmıştır (Thompson, Thompson ve Swain, 2010) (Resim 3).



Resim 3: 36 numaralı dişin preparasyon sonrası okluzal yüz görüntüsü

Klinik tip bir bilgisayar destekli tasarım-üretim (CAD/CAM) ünitesinde (Cerec AC, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) cihazında hasta kaydı oluşturulmuştur ve restorasyona ilişkin bilgiler (diş numarası, restorasyon tipi, kullanılacak materyal ve blok çeşidi vb.) işlenmiştir. Tasarım için Biogeneric Individual seçeneği tercih edilmiştir (Resim 4).

Nem izolasyonu sağlandıktan sonra, hazırlanan onley kavitesinin ölçüsü titanyum dioksit toz yardımıyla (Cerec OptiSpray, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ağız içi bir tarayıcı (CEREC Bluecam, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) kullanılarak elde edilmiştir ve cihaza aktarılmıştır. Karşıt ark ve okluzyonun da taranması sonrasında ölçü aşaması tamamlanmıştır.



Resim 4: Restorasyon kaydı

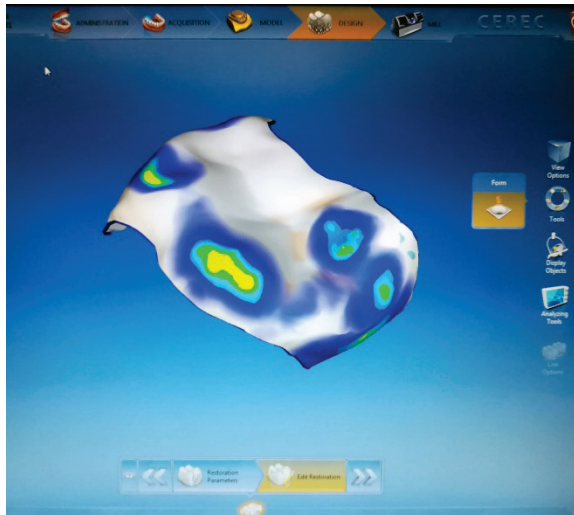
Elde edilen ölçüler sonrasında tasarım

sisteminde sanal modeller oluşturulmuştur ve modellerin ark üzerinde doğru konumda ve ekseninde yerleşimleri sağlanmıştır.



Resim 5: Restorasyonun ağız içinden elde edilen dijital ölçü sonrasında oluşan modeller

Preparasyon bitim hatları sistemde manuel olarak çizilmiştir. Bitim hatlarından emin olunduktan sonra restorasyonun sistem tarafından oluşturulan tasarımı incelenmiştir. Gerekli düzenlemeler yapılmıştır ve kontroller sağlanmıştır (Resim 6).



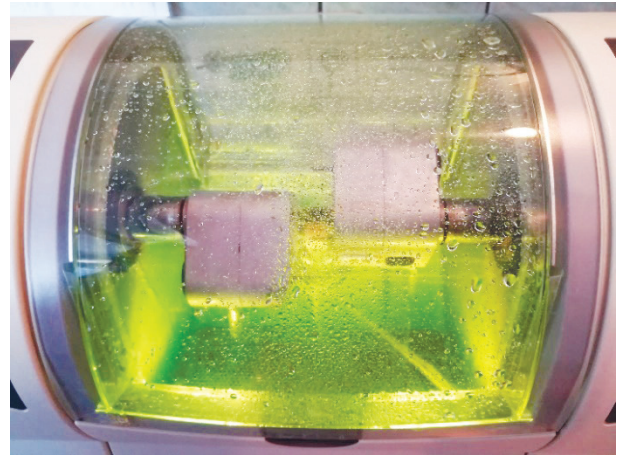
Resim 6: Restorasyon tasarımı

Restorasyonun tasarımı onaylandıktan sonra kazıma için tüm ayarlamalar yapılmıştır. Kazıma cihazındaki frezler hazır hale getirilmiş ve kullanılacak olan lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) blok kazıma ünitesine (Cerec MCXL,

Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) yerleştirilmiştir. Cihazın önerdiği süre zarfında (yaklaşık 8 dakika) restorasyonun kazıma işlemleri tamamlanmıştır (Resim 7 ve Resim 8).

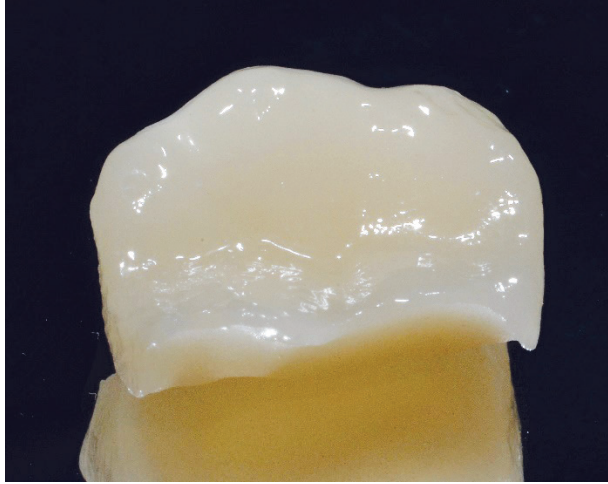


Resim 7: Restorasyonun kazıma öncesinde bloktaki yerinin hazırlanması



Resim 8: Restorasyonun cihazda su soğutması altında kazınması

Ağız içinde prova aşamasında internal uyum, kontak noktaları ve restorasyonun bitim hatları incelendikten sonra üretici firmanın önerilerine göre restorasyona glazür tabakası uygulanmıştır (IPS Empress Universal Glaze, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ("IPS Empress CAD Chairside-Instructions For Use", 2014). Restorasyon simantasyon işlemine hazır hale gelmiştir (Resim 9) ve restorasyon ve diş için ayrı ayrı adeziv simantasyon hazırlığı aşamaları izlenmiştir.



Resim 9: Restorasyonun glazür uygulaması sonrası görünümü

Restorasyonun iç yüzeyi kullanılan simanın ve üretici firmanın kullanım önerileri ("IPS Empress CAD Chairside-Instructions For Use", 2014) doğrultusunda %5'lik HF asit yardımıyla 60 saniye pürüzlendirilmiştir. Restorasyon yıkanıp kurulandıktan sonra asidin kalıntılarının giderilmesi amacıyla restorasyon ultrasonik banyoda distile su içinde 5 dakika bekletilmiştir (Steinhauser ve ark, 2014). Restorasyonun iç yüzeyinde kuru halde tebeşirimsi görüntü elde edildikten sonra, 60 sn silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) uygulanmıştır ve hava ile kurutulmuştur. Diş hazırlığında kavite izolasyonu sağlandıktan sonra 3 aşamalı asitle-yık (total-etch) tekniğinin ilk aşaması olan %37'lik ortofosforik asit uygulaması 30 saniye minde ve 15 saniye dentinde olmak üzere literatürlerde önerildiği şekilde uygulanmıştır (Guess, Vagkopoulou, Zhang, Wolkewitz ve Strub, 2014; Salamoni Sinhorio, Vieira ve Baratieri, 2019). Asit yıkanıp kavite hava spreyi ve pamuk peletle kurutulduktan sonra kullanılan adeziv diğer aşamaları üretici firmanın önerileri doğrultusunda Syntac Primer (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) 15 saniye uygulanmıştır ve hava ile seyreltilmiştir. Ardından, Syntac Adhesive (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) 10 saniye uygulanmıştır. Hava ile kurutulduktan sonra Heliobond (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmıştır. Diş hazır hale getirildikten sonra, restorasyon hem ışık hem kimyasal yolla polimerize olabilen Variolink N

Professional Set (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) adeziv siman ile simante edilmiştir (Guess ve ark, 2014). Önce 5 saniye ön ışınlama (Bluephase LED, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ile ilk polimerizasyon sağlanmıştır ve siman artıkları elimine edilmiştir. Daha sonra tam polimerizasyon için gereken her yönden 40'ar saniye ışınlama ile süre tamamlanmıştır. Sentrik ve eksentrik okluzyon kontrolü sonrasında polisaj ve bitirme seti kullanılarak (OptraFine, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) simantasyon tamamlanmıştır (Resim 10). Hasta 24 saat geçtikten sonra kontrole çağırılmış ve olası artık siman açısından yeniden değerlendirilmiştir.



Resim 10: Restorasyonun simantasyon sonrası görünümü

SONUÇ

Tüm seramik restorasyonlarda uzun dönem başarı sağlanabilmesi için dikkat edilmesi gerekenler özetlendiğinde;

- Klinik ve radyografik tablo ile var olan okluzyonun göz önünde bulundurularak doğru endikasyon konulabilmesi,
- Endikasyona uygun içerikli materyalin ve üretim yönteminin belirlenebilmesi,
- Restorasyonun provasının hatasız bir biçimde tamamlanması,
- Restorasyonun üretildiği materyale göre uygun bir adeziv sistem tercihi ve buna uyumlu bir adeziv simantasyon protokolü izlenmesi gereklidir.

Hekimin restorasyon ve simantasyon materyallerine ilişkin bilgisini güncellemesi ve bu alanda deneyimini arttırması başarı için önemli olan bir diğer etmendir.

KAYNAKLAR

- Abad-Coronel, C., Naranjo, B. ve Valdiviezo, P. (2019). Adhesive systems used in indirect restorations cementation: Review of the literature. *Dentistry Journal*, 7(71), 1–18. doi:10.3390/dj7030071
- Ang, Y. ve Tew, I. M. (2020). Conservative management of extensively damaged endodontically treated tooth using computer-aided design and computer-aided manufacturing-based hybrid-ceramic endocrown: A clinical report. *Journal of Conservative Dentistry*, 23(6), 644–647. doi:10.4103/JCD.JCD_533_20
- Bajraktarova-Valjakova, E., Grozdanov, A., Guguvcevski, L., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., ... Bajraktarova-Misevska, C. (2018). Acid etching as surface treatment method for luting of glass-ceramic restorations, part 1: Acids, application protocol and etching effectiveness. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6(3), 568–573. doi:10.3889/oamjms.2018.147
- Can, G., Ersoy, E. ve Aksu, L. (2014). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi* (2nd bs.). Ankara: Yurtmim.
- Conrad, H. J., Seong, W. J. ve Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389–404. doi:10.1016/S0022-3913(07)60124-3
- D'Arcangelo, C., De Angelis, F., Vadini, M., D'Amario, M. ve Caputi, S. (2010). Fracture Resistance and Deflection of Pulpless Anterior Teeth Restored with Composite or Porcelain Veneers. *Journal of Endodontics*, 36(1), 153–156. doi:10.1016/j.joen.2009.09.036
- da Silva, L. H., de Lima, E., Miranda, R. B. de P., Favero, S. S., Lohbauer, U. ve Cesar, P. F. (2017). Dental ceramics: A review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, 31, e58-undefined. doi:10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0058
- Dawood, A., Purkayastha, S., Patel, S., Mackillop, F. ve Tanner, S. (2010). Microtechnologies in implant and restorative dentistry: A stroll through a digital dental landscape. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 224(6), 789–796. doi:10.1243/09544119JEM660
- Dimitriadi, M., Zinelis, S., Zafropoulou, M., Silikas, N. ve Eliades, G. (2020). Self-etch silane primer: Reactivity and bonding with a lithium disilicate ceramic. *Materials*, 13(3), 1–16. doi:10.3390/ma13030641
- Dündar, M., Özcan, M., Gökçe, B., Çömlekoğlu, E., Leite, F. ve Valandro, L. F. (2007). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dental Materials*, 23(5), 630–636. doi:10.1016/j.dental.2006.05.004
- Fabianelli, A., Pollington, S., Papacchini, F., Goracci, C., Cantoro, A., Ferrari, M. ve van Noort, R. (2010). The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *Journal of Dentistry*, 38(1), 39–43. doi:10.1016/j.jdent.2009.08.010
- Fasbinder, D. J. (2010). Digital dentistry: innovation for restorative treatment. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 31 Spec No, 2–11.
- Govare, N. ve Contrepolis, M. (2020). Endocrowns: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(3), 1–8. doi:10.1016/j.prosdent.2019.04.009
- Guess, P. C., Vagkopolou, T., Zhang, Y., Wolkewitz, M. ve Strub, J. R. (2014). Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *Journal of Dentistry*, 42(2), 199–209. doi:10.1016/j.jdent.2013.10.002
- IPS Empress CAD Chairside-Instructions For Use. (2014). *Ivoclar Vivadent AG*. www.ivoclar-vivadent.com adresinden erişildi.
- Jang, J. H., Lee, M. G., Woo, S. U., Lee, C. O., Yi, J. K. ve Kim, D. S. (2016). Comparative study of the dentin bond strength of a new universal adhesive. *Dental Materials Journal*, 35(4), 606–612. doi:10.4012/dmj.2015-422
- Kelly, J. (2016). *Ceramics in dentistry: Principles and practice* (1st bs.). Illinois, USA: Quintessence Publishing Co.
- Koch, G. K., Gallucci, G. O. ve Lee, S. J. (2016). Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 749–754. doi:10.1016/j.prosdent.2015.12.004
- Koshida, S., Maeno, M. ve Nara, Y. (2020). Effect of differences in the type of restoration and adhesive resin cement system on the bonding of cad/cam ceramic restorations. *Dental Materials Journal*, 39(6), 1022–1032. doi:10.4012/dmj.2019-308
- Krüger, S., Deubener, J., Ritzberger, C. ve Höland, W. (2013). Nucleation Kinetics of Lithium Metasilicate in ZrO₂-Bearing Lithium Disilicate Glasses for Dental Application. *International Journal of Applied Glass Science*, 4(1), 9–19. doi:10.1111/ijag.12011
- Lambert, H., Durand, J. C., Jacquot, B. ve Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 486–495. doi:10.4047/jap.2017.9.6.486
- Lee, I. B. ve Um, C. M. (2001). Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(2), 186–197. doi:10.1046/j.1365-2842.2001.00639.x
- Malhotra, N. ve Mala, K. (2010a). Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part I. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 31(7), 498–505.
- Malhotra, N. ve Mala, K. (2010b). Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part II. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 31(8), 584–591.
- Matzinger, M., Hahnel, S., Preis, V. ve Rosentritt, M. (2019). Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clinical Oral Investigations*, 23(2), 725–737. doi:10.1007/s00784-018-2473-3
- Miyazaki, T. ve Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(SUPPL. 1), 97–106. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x
- Murillo-Gómez, F., Palma-Dibb, R. G. ve De Goes, M. F. (2018). Effect of acid etching on tridimensional microstructure of etchable CAD/CAM materials. *Dental Materials*, 34(6), 944–955. doi:10.1016/j.dental.2018.03.013
- Nascimento, A., Mantovani, M., Mendonça, Lc., Vesselovcz, J., Pacheco, R., Pini, N. ve Sundfeld, D. (2021). Two-Year Follow-Up of Self-Etching Ceramic Primer as Surface Treatment for Feldspathic Veneers: A Clinical Case Review. *Operative Dentistry*. doi:10.2341/20-036-T
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M. ve Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives INTRODUCTION TO STATE OF THE ART ETCH-AND-RINSE ADHESIVES. *Dent Mater*, 27(1), 1–34. doi:10.1016/j.dental.2010.10.016.State
- Phark, J. H., Duarte, S., Kahn, H., Blatz, M. B. ve Sadan, A. (2009). Influence of contamination and cleaning on bond strength to modified zirconia. *Dental Materials*, 25(12), 1541–1550. doi:10.1016/j.dental.2009.07.007
- Pollington, S., Fabianelli, A. ve Van Noort, R. (2010). Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorcanasite glass-ceramic following different surface treatments. *Dental Materials*, 26(9), 864–872. doi:10.1016/j.dental.2010.04.011

- Prochnow, C., Venturini, A. B., Guilardi, L. F., Pereira, G. K. R., Burgo, T. A. L., Bottino, M. C., ... Valandro, L. F. (2018). Hydrofluoric acid concentrations: Effect on the cyclic load-to-failure of machined lithium disilicate restorations. *Dental Materials*, 34(9), e255-263. doi:10.1016/j.dental.2018.06.028
- Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z. R. ve Ferrari, M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10(4), 251–258.
- Rueggeberg, F. A. (2011). State-of-the-art: Dental photocuring - A review. *Dental Materials*, 27(1), 39–52. doi:10.1016/j.dental.2010.10.021
- Salamoni Sinhori, B., Vieira, L. C. C. ve Baratieri, L. N. (2019). Influence of Preparation Reconstruction on the Compressive Strength of CAD/CAM Ceramic Inlays. *International Journal of Biomaterials*, 2019, 1–9. doi:10.1155/2019/7307649
- Schweiger, J., Edelhoff, D. ve Güth, J.-F. (2021). 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 1–24. doi:10.3390/jcm10092010
- Shahin, R. ve Kern, M. (2010). Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. *Dental Materials*, 26(9), 922–928. doi:10.1016/j.dental.2010.06.006
- Steinhauser, H. C., Turssi, C. P., França, F. M. G., do Amaral, F. L. B. ve Basting, R. T. (2014). Micro-shear bond strength and surface micromorphology of a feldspathic ceramic treated with different cleaning methods after hydrofluoric acid etching. *Journal of Applied Oral Science*, 22(2), 85–90. doi:10.1590/1678-775720130339
- Sulaiman, T. A. (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 1–11. doi:10.1111/jerd.12566
- Sundfeld, D., Palialol, A. R. M., Fugolin, A. P. P., Ambrosano, G. M. B., Correr-Sobrinho, L., Martins, L. R. M. ve Pfeifer, C. S. (2018). The effect of hydrofluoric acid and resin cement formulation on the bond strength to lithium disilicate ceramic. *Brazilian oral research*, 32, e43-undefined. doi:10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0043
- Thompson, M. C., Thompson, K. M. ve Swain, M. (2010). The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design: A literature review. *Australian Dental Journal*, 55(2), 120–127. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01214.x
- Van Den Breemer, C. R. G., Gresnigt, M. M. M. ve Cune, M. S. (2015). Cementation of Glass-Ceramic Posterior Restorations: A Systematic Review. *BioMed Research International*, 2015, 1–16. doi:10.1155/2015/148954
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J. ve Van Landuyt, K. L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17–28. doi:10.1016/j.dental.2010.10.023
- Weston, J. (2016). Closing the Gap Between Esthetics and Digital Dentistry. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 37(2), 84–91.
- Yuh, C.-S., Kim, J.-H., Kim, S.-J., Lee, Y.-K. ve Shim, J.-S. (2009). Comparison of the degree of conversion of light-cured resin cement in regard to porcelain laminate thickness, light source and curing time using FT-IR. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 47(4), 416–423. doi:10.4047/jkap.2009.47.4.416
- Zarone, F., Di Mauro, M. I., Ausiello, P., Ruggiero, G. ve Sorrentino, R. (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: A narrative review. *BMC Oral Health*, 19(134), 1–14. doi:10.1186/s12903-019-0838-x
- Zecin-Deren, A., Sokolowski, J., Szczesio-Włodarczyk, A., Piwonski, I., Lukomska-Szymanska, M. ve Lapinska, B. (2019). Multi-layer application of self-etch and universal adhesives and the effect on dentin bond strength. *Molecules*, 24(345), 1–14. doi:10.3390/molecules24020345

İzmir Dişhekimleri Odası Bilimsel Dergisi Yazım Kuralları

Makale içeriği kapak sayfası, özet ve anahtar sözcükler (Türkçe ve İngilizce), ana metin, tablo, şekil ve şekil altı yazıları olarak hazırlanmalıdır.

Maksimum 300 kelime olacak şekilde İngilizce ve Türkçe özet hazırlanmalıdır.

Makaleler, “Times New Roman” yazı tipi ile 12 punto ve iki tarafa yaslı, çift aralıklı olarak yazılmalıdır.

Kaynak Yazımı

Sürekli yayınlar

Yazarların soyadı, adlarının ilk harfi, makalenin başlığı, derginin Index Medicus veya Science Citation Index’e uygun kısaltılmış ismi, yılı, cilt numarası, ilk ve son sayfa numarası yazılmalıdır.

Örnek: Kaval ME, Güneri P, Çalışkan MK. Regenerative endodontic treatment of perforated internal root resorption: a case report. Int Endod J 2018;51:128-137.

Kaynaklar metin içerisinde ilk yazarın ismi ve makalenin basım yılı şeklinde yazılmalıdır. Örnek: “İnternal rezorbsiyon olgularında rejeneratif endodontik tedavi uygulamaları alternatif tedavi protokolü olarak uygulanabilir (Kaval ve ark. 2018).”

Kitaplar

Yazarların soyadı, adlarının ilk harfi, kitabın adı, kaçınıcı baskı olduğu, yayınevi, yayınlandığı yer, yılı, ilk ve son sayfa numarası yazılmalıdır.

Örnek: Rivera E, Walton R. Longitudinal tooth fractures. In: Torabinejad M, Walton R, Fouad A, editors. Endodontics: principles and practice. 5th ed. St Louis: Elsevier; 2015; 121–41

Etik

Sunulan çalışmalar uluslararası etik kurallara uygun olmalı ve ilgili üniversitenin veya kurumun etik kurulundan onay alınmalıdır. Onay belgesi makale içeriğinde yer almamalıdır.

Yazışma Adresi: izdoeditorial@gmail.com