Pulpa Canlılığının Belirlenmesinde Lazer Kullanımı

The Use of Laser in Determining the Pulp Vitality

Kürşat ER,[a]
Alper KUŞTARCI[a]

[a]Endodonti AD,
Akdeniz Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi,
Antalya

Yazışma Adresi/*Correspondence:*
Kürşat ER
Akdeniz Universitesi
Diş Hekimliği Fakültesi,
Endodonti AD,
Antalya, TÜRKİYE
kursater@akdeniz.edu.tr

ÖZET Endodontide, pulpa testi yararlı ve gerekli bir tanı aracıdır. Termal ve elektrik testleri içeren pulpa duyarlılık testlerinde, gelen duyusal cevaptan pulpanın durumu belirlenmeye çalışılır. Klinik uygulamalar sırasında en çok kullanılan testler olmalarına rağmen, onlarında bazı sınırlamaları ve eksiklikleri bulunmaktadır. Pulpal kan akımının varlığını ölçmeye yönelik kullanılan pulpa canlılık testleri, pulpanın hassasiyetinden çok sağlıklı olup olmadığını ölçmemizi sağlayan en iyi metotlardan birisidir. Lazer Doppler akım ölçme, kron yüzey sıcaklık ölçümü, pulseoksimetri ve spektrofotometre pulpa canlılık testlerine örnek testlerdendir. Bu derlemenin amacı, bu testlerden birisi olan, lazer Doppler akım ölçme tekniğinin pulpal kan akımı ölçümlerinde sağladığı avantajları, dezavantajları ve tekniğin sınırlı yanlarını ortaya koyarak, tekniğin daha iyi anlaşılmasına katkıda bulunmaktır.

Anahtar Kelimeler: Diş pulpası; canlılık testi; pulpa kan akımı; lazer doppler flovmetri

ABSTRACT Dental pulp testing is a useful and essential diagnostic aid in endodontics. Pulp sensibility tests include thermal and electric tests, which extrapolate pulp health from sensory response. Whilst pulp sensibility tests are the most commonly used in clinical practice, they are not without limitations and shortcomings. Pulp vitality tests attempt to examine the presence of pulp blood flow, as this is viewed as a better measure of true health than sensibility. Laser Doppler flowmetry, crown surface temperature, pulseoximetry, and spectrophotometry are examples of vitality tests. The purpose of this review is to make contribution to better understanding of the technique by stating the advantages, disadvantages of laser Doppler flowmeter which is one of the these techniques, on pulpal blood flow measurement and the restricted properties of the technique.

Key Words: Dental pulp; vitality test; pulpal blood flow; laser-doppler flowmetry

Turkiye Klinikleri J Endod-Special Topics 2015;1(1):25-9

Endodontik tedavilerin başarısı, hastanın genel durumu, hekimin bilgi ve tecrübesi, tanı, tercih edilen tedavi yöntemleri, kullanılan aletler ve materyaller gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Başarılı bir tedavi ancak, doğru bir tanı ile mümkün olabilmektedir. Bu nedenle, dişin ana yapılarından birisi olan pulpanın durumunun kesin olarak bilinmesi gerekmektedir. Ancak, pulpanın durumunun ve canlılığının değerlendirilmesi karmaşık bir olaydır. Pulpa, kalsifiye dokularla çevrili tamamen kapalı bir alanda konumlanmıştır. Herhangi bir şekilde pulpada bir hasar oluştuğunda, pulpada iltihabi mekanizma da işlemeye başlar ve bunun bir sonucu olarak vasküler değişiklikler gözlenir.

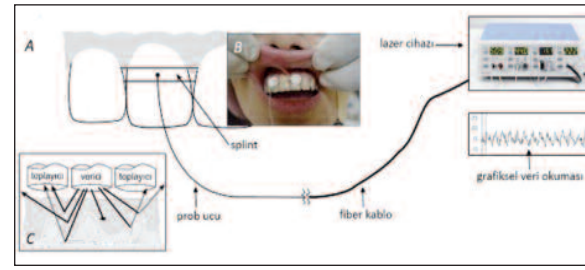
Copyright © 2015 by Türkiye Klinikleri

Endodontist, tanı koyma sırasında, pulpa yaralanmasının geri dönüşümlü mü yoksa dönüşümsüz mü olduğunu tayin edebilmelidir. Bu amaçla, teşhis ve tedavi planlaması sırasında pulpanın durumunu belirlemek için, sıcak, soğuk ve elektrikli pulpa testi gibi çeşitli hassasiyet test teknikleri geliştirilmiştir. Bu testler, dışarıdan verilen bir uyarana (soğuk, sıcak, elektriksel vb.) karşı dişin, sinirsel olarak cevap vermesine dayalı testlerdir. Ancak, bu testler ile sadece pulpanın nöral durumu hakkında dolaylı bir bilgi elde edilebilmekte, dişin vasküler durumu hakkında herhangi bir veri sağlanamamaktadır. Ayrıca, dental travmaya maruz kalan dişlerde olduğu gibi, pulpal kanlanmanın devam ettiği ama nöral yaralanmanın oluştuğu durumlarda (geçici şok durumu), bu dişlerden, hassasiyet test teknikleri ile herhangi bir cevap alınamayabilir. Tam tersi bir durum, iltihabi olaylarda söz konusudur. Pulpanın sinir dokusu, pulpa iltihabına vasküler dokuya nazaran daha dayanıklıdır. Böyle bir durumda pulpada iltihabi olaylar başlamış olmasına karşın, canlı kalan sinir dokusu nedeni ile hassasiyet test teknikleri yanlış sonuçlar verebilir.[1-3]

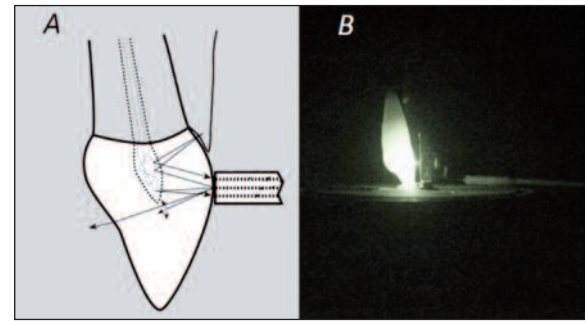
Sonuç olarak, dişlerin canlılığının belirlenmesinde, damarsal destek sinirsel destekten daha önemlidir. Bu nedenle, geleneksel hassasiyet testlerine alternatif daha güvenilir sonuçlar alabileceğimiz yeni test tekniklerine ihtiyacımız bulunmaktadır.

KAN AKIMI ÖLÇÜMÜ

Lazer Doppler kan akımı ölçme tekniği, vasküler sistemdeki en ince kan damarlarından bile doğrudan kan akımı ölçümü yapabilen, invaziv olmayan, elektro-optik bir tekniktir. Lazer Doppler Akım Ölçer (LDA) cihazı; lazer ışın kaynağı, fiber optik kablo, fotodedektör ve bir sinyal işlemcisinden oluşmaktadır (Şekil 1A). Bugüne kadar lazer ışın kaynağı olarak; helyum-neon (632,8 nm) ve diyot (780 veya 780-820 nm) lazerler kullanılmıştır. Bu cihaz "Doppler kayması" prensibine göre çalışmaktadır. Bu prensip, hareket eden nesneden yansıyan ışının frekansında meydana gelen değişim olarak tanımlanır.[4] İlk defa Johann Christian Doppler isimli bir fizikçi tarafından 1842 yılında tanıtılmıştır.[5] Fizik bilim alanında sıvı akım ölçümleri için geliştirilmiştir.[4] İlk biyolojik uygulaması ise Riva isimli araştırmacı tarafından yapılmıştır.[6] Pulpa kan akımı ölçümü amacıyla ilk kez Gazelius ve ark. tarafından kullanılmıştır.[7] Kan akımı ölçümlerinde Doppler kaymasına sebep olan hareketli nesneler kan hücreleridir. Düşük güçlü monokromatik lazer üreten bir kaynaktan elde edilen ışın, fiber optik kablolar (iletici) yardımıyla dokuya taşınır. Işın dokunun birkaç



ŞEKİL 1: (A) LDA cihazı; **(B)** ağız içerisine yerleştirilmiş prob örneği; **(C)** çalışma prensipleri.



ŞEKİL 2: (A) Probtan çıkan ışının izlediği muhtemel yollar; **(B)** deneysel ölçüm sırasında lazer ışınının ulaşabildiği kök bölgesi.

mm derinliğine kadar penetre olabilir. Dokuya iletilen ışının bir kısmı doku tarafından emilir, bir kısmı saçılır, büyük bir kısmı ise yansır (Şekil 1C ve 2A).[8] Burada önemli olan yansıyan ışın miktarıdır. Işın hareketsiz bir nesneden yansır ise, frekansında bir değişim olmaz. Ancak, hareketli nesnelerden (kan hücreleri gibi) yansıyan ışınların frekansında değişim meydana gelir. Yansıyan bu ışınlar yine fiber optik kablolar (toplayıcı) aracılığıyla cihaza taşınır. Doppler kayması meydana gelmiş olan ışın demeti, sinyalleri oluşturur. Bu sinyallerden elde edilen değerler "perfüzyon" veya "flux" olarak tanımlanır. Dalga boyundaki bu değişimlerin büyüklüğü ve frekans dağılımı, direkt olarak kan hücrelerinin sayısı ve hızıyla ilişkilidir.[9,10]

Bu teknik; deri, göz, karaciğer ve beyin korteksi gibi mikrovasküler dokuların kan akımı değişimlerini ölçmede yaygın olarak kullanılmıştır.[10-12] Normal bir deride penetrasyon derinliği 0,5-1 mm arasındadır. Bu derinlik bağırsaklarda birkaç mm iken, böbrek ve karaciğer gibi kanlanması fazla olan dokularda 1 mm'den daha azdır.[9] Cihazın ölçüm derinliği 1 mm civarında olmasına rağmen, daimi dişte ortalama 2 ile 3,5 mm kalınlıkta olan mine ve dentini aşarak, bir dişin pulpasının kan akımı ölçebilmektedir. Bu, çekilmiş dişlerde, pulpa boşluğuna

yerleştirilmiş kanül vasıtasıyla, farklı hızlarda ve yoğunlukta kan pompalanması ile elde edilen kayıtlarda gösterilmiştir.[13]

Pulpadaki kan akımını saptama yeteneğinin bir kısmı, mine prizmalarının ve dentin tübüllerinin ışık rehberliği etkisine dayandırılmıştır.[14-16] Zijp ve Bosch dentindeki ışın saçılmalarını inceledikleri çalışmalarında; saçılmada en önemli etkenin dentin tübülleri olduğunu, kollojen fibrillerin küçük bir rolü bulunduğunu ve mineral kristallerinin ise belirgin bir etkisi olmadığını göstermişlerdir.[17] Bu nedenle, dentinin ışık iletiminin temelde fiber gibi değil, saçılma tarzında olduğunu söyleyebiliriz.[18] Minedeki temel iletim prensibi fibere benzemekle birlikte, saçılmalar da meydana gelmektedir. Fried ve ark. minenin 543 nm ve 1060 nm dalga boyları arasındaki ışığı zayıf bir şekilde saçtığını, emilen kısmın ise ihmal edilebilir düzeyde olduğunu göstermişlerdir.[19] Saçılmalar için bir faktör olarak mine prizmalarının düz bir şekilde değil, eğimler yaparak ilerlemesinden kaynaklanabileceğini belirtilmiştir.[20] Bir çalışmada saçılmanın primer sorumlusu olarak hidroksiapatit kristalleri gösterilmiştir.[21] Zijp ve ark. çalışmasında da hidroksiapatit kristallerinin daha çok geri saçılmadan, prizmaların ise saçılmadan sorumlu oldukları ifade edilmiştir.[22] Minedeki renklenme, çatlak, tuğlar ile mine ve dentinin mineralizasyon oranlarının farklı oluşu da ışığın iletimini etkileyebilir.[23] Işığı absorbe eden pigmentlerin varlığı da unutulmamalıdır.[24]

LDA cihazları dört farklı ölçüm değeri verebilmektedir. Bunlar; hareketli kan hücrelerinin konsantrasyonu, hücrelerin hızı, proba dönen ışın miktarı ve perfüzyon değeridir. En çok kullanılan değer perfüzyon ünitesi cinsinden olandır ve hücrelerin konsantrasyonu ve hız değerlerinin çarpımı ile elde edilir.[6,10]

Pulpal kan akımı ölçümlerinde, lazer Doppler akım ölçme tekniği dışında, kron yüzey sıcaklık ölçümü, pulseoksimetri ve spektrofotometre gibi alternatif canlılık testleri de bulunmaktadır. LDA'lar ve diğer teknikler ile yapılan kan akımı ölçüm karşılaştırmaları çoğunlukla çok iyi bir uyum göstermiştir.[10] Liu ve ark. yaptıkları bir çalışmada, LDA'in pulpal kan akımı ölçümlerinde diğer tekniklere güvenilir bir alternatif olduğu göstermişlerdir.[25] LDA tekniği, güvenli olduğu kabul edilen bu tekniklere göre bazı avantajlara sahiptir. Kan akımını gerçek zamanlı olarak sürekli ve anlık ölçebilmektedir. Noninvazivdir, karmaşık cerrahi işlemler gerektirmez ve uygulaması kolaydır. Bunlar, bahsedilen diğer tekniklerde mümkün değildir.[9,13,26]

LDA cihazları, pulpanın canlılığının saptanması, replantasyon ve travma sonrası takip amacıyla kullanılmasının yanı sıra, farmakolojik ajanlara, elektrik ve ısı uyaranlarına karşı gelişen pulpal cevabın belirlenmesi, ortodontik ve cerrahi işlemler sonrası meydana gelen pulpal cevabın saptanması gibi birçok konuda kullanılmıştır.[20,27-43]

KARŞILAŞILAN PROBLEMLER VE ÖNERİLER

1. Bu cihazlardan elde edilen değerler birim hacim dokudan geçen kan akımını belirtecek şekilde kalibre edilemezler. Yapılabilecek en iyi şey, cihazın hassasiyetini standardize etmektir. Bu nedenle, kan akımı ölçümlerden önce cihaz setinde bulunan kalibrasyon sıvı düzeneği kullanılmalıdır. Bu düzenek "motility standard" olarak adlandırılmıştır.

2. Elde edilen çıkış değerleri mutlak bir değer değildir ve her zaman kan akımı ile doğrusal ilişkiyi göstermez. Bu olumsuz durumu ortadan kaldırmak için cihazın sinyal işlemci kısmı önemli bir görev üstlenir. Bu işlemci, fotodedektörden gelen sinyali, anlamlı verilere dönüştürür. Akım hesaplanmasındaki ideal algoritmaya ulaşmak için; akım, doku tipleri ve hematokritin tüm değerleri ile doğrusal ilişkiye sahip olmanın yanında, çoklu saçılma etkilerini hesaba katmalıdır. Çeşitli yaklaşımlar önerilmiştir. Ancak, henüz bu kadar ideal bir algoritma mevcut değildir.

3. Pulpa kan akımı ölçümlerinde elde edilen sinyal sadece pulpadan kaynaklanmamaktadır. Periodontal ve çevre dokular da sinyale katkıda bulunabilmektedir.[44] Yapılan farklı çalışmalarda pulpal kan akımı ölçümlerinden elde edilen değerlerin bir bölümünün pulpa kaynaklı olmayabileceği gösterilmiştir.[23,44-47] Marjinal dişetinin izole edilerek ölçümü olumsuz etkilemesinin önüne geçmek amacıyla, lastik örtü veya periodontal pat kullanımı önerilmektedir.[23] Periodontal patın hem palatinal hem de vestibül dişeti oluğuna yerleştirilmesi önem arz etmektedir.

4. Yapılan bir çalışmada lazer ışınının kökün 6 mm derinliğine kadar ulaşabildiği gözlenmiş, ancak daha derinlere ulaşıp ulaşmadığı incelenmemiştir.[44] Polat ve ark. ise lazerin mine sement birleşiminden itibaren 4 mm derinliğe yoğun bir şekilde ulaşabildiğini göstermişlerdir (Şekil 2B).[18] Oluşan bu yoğun aydınlanma dişin lazer uygulanan vestibül tarafından oluşmaktadır. Yine aynı çalışmada daha az yoğunlukta olmak üzere lazer ışınının 13 mm derinliğe kadar ulaşabildiği gözlenmiştir. Sonuç olarak, ışının kökün derinliklerine kadar ulaşabilmesi, saçılmaların ve çoklu çarpışmaların ne kadar fazla olduğunun

göstergesidir. Birden fazla hareketli nesneye çarpan ışının frekansındaki kayma da artacaktır. Bu frekans kayması, cihazın hassas olduğu frekans aralığının dışına çıktığında elde edilen sinyal ölçüm değerine katkı yapmayacaktır.

5. Klinik vaka takiplerinde tekrarlayan ölçümler yapılması gerekiyorsa standart ölçüm şartları detaylı bir şekilde belirlenmelidir.

6. Ölçüm yapılacak uygun noktanın (ilgili dişten en iyi kan akımı alınabilecek nokta) diş üzerindeki belirlenmeli ve prob bu noktaya stabil bir şekilde yerleştirilmelidir (Şekil 1B).

7. Pulpal kan akımı ölçümleri hasta veya probun küçük hareketlerinden bile etkilenebilmektedir. Oluşabilecek hatalı ölçümleri önlemek için stabilizasyona dikkat edilmelidir (Şekil 1B).

8. Pulpal kan akımı ölçümüne yönelik daha özellikli problar ve splintler üretilmelidir.

9. Rutin kullanıma girebilmesi için maliyetlerinin daha makul seviyelere çekilmesi gerekmektedir.

SONUÇ

LDA diş hekimliğinde birçok alanda güvenle ve etkili bir şekilde kullanılabilir. Ancak, rutin klinik kullanımda, özellikle pulpal kan akımı ölçümlerinde, bazı eksiklikleri bulunmaktadır. Pulpa kan akımı ölçümlerinde, doğru verilere ulaşmak için, belirtilen protokollere tam olarak uyulmalıdır. Diğer dokulardan farklı olarak dişin optik özelliklerinden dolayı lazer ışını daha geniş bir alana ulaşabilmektedir. Meydana gelen yansıma ve saçılmalar, hatalı veriler elde etmemize sebep olabilmektedir. Bu nedenle, hata payını en aza indiren ve ölçüm değerlerini güvenli sınırlara taşıyan araştırmalar yapılmalıdır. Bu problemler çözüldüğünde LDA cihazlarının pulpal kan akımı ölçümlerinde daha aktif olarak kullanılmaya başlanacağına inanmaktayız.

KAYNAKLAR

1. Rowe AH, Pitt Ford TR. The assessment of pulpal vitality. Int Endod J 1990;23(2):77-83.
2. Pitt Ford TR, Patel S. Technical equipment for assessment of dental pulp status. Endod Topics 2004;7:2-13.
3. Cohen S, Liewehr F. Diagnostic procedures In: Cohen S, Burns RC, eds. Pathways of the Pulp. 8th ed. Mo; 2002. p.3-30.
4. Adrian DJ. Selected papers on laser Doppler velocimetry, 2. Series, SPIE Optical Engineering Press; 1993.
5. Karayılmaz H, Kırzıoğlu Z. Vitalite test yöntemi olarak pulse oksimetri ve lazer Doppler flowmetri: derleme. Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg 2009;1(2):25-36.
6. Haumschild DJ. An overview of laser Doppler flowmetry. Biomed Sci Instrum 1986;22:35-40.
7. Gazelius B, Olgart L, Edwall B, Edwall L. Noninvasive recording of blood flow in human dental pulp. Endod Dent Traumatol 1986;2(5): 219-21.
8. Polat S, Er K, Polat NT. Pulpal kan akımı ölçümlerinde lazer Doppler akım ölçme tekniğinin güvenilirliği. GÜ Diş Hek Fak Derg 2006;23(2):125-30.
9. Oberg PA. Laser-Doppler flowmetry. Crit Rev Biomed Eng 1990;18(2):125-63.
10. Vongsavan N, Matthews B. Some aspects of the use of laser Doppler flow meters for recording tissue blood flow. Exp Physiol 1993;78(1):1-14.
11. Gürelik M, Bolat M, Öztürk M, Polat S, Göksel HM. The effects of niguldipine pretreatment on cerebral vasospasm after subarachnoid haemorrhage in rabbits. Neurosci Res Commun 2004;34(1):47-55.
12. Gürelik M, Karadağ O, Polat S, Ozüm U, Aslan A, Gürelik B, et al. The effects of the electrical stimulation of the nasal mucosa on cortical cerebral blood flow in rabbits. Neurosci Lett 2004;365(3):210-3.
13. Vongsavan N, Matthews B. Experiments on extracted teeth into the validity of using laser Doppler techniques for recording pulpal blood flow. Arch Oral Biol 1993;38(5):431-9.
14. Altshuler GB, Grisimov VN. New optical effects in the human hard tooth tissues. In: Konov VI, Müler GJ, Prokhorov AM, eds. Lasers and Medicine. SPIE; 1989. p.1353, 97-102.
15. Matthews B, Vongsavan N. Advantages and limitations of laser Doppler flow meters. Int Endod J 1993;26(1):9-10.
16. Odor TM, Watson TF, Pitt Ford TR, McDonald F. Pattern of transmission of laser light in teeth. Int Endod J 1996;29(4):228-34.
17. Zijp JR, Bosch JJ. Theoretical model for the scattering of light by dentin and comparison with measurements. Appl Opt 1993;32(4):411-5.
18. Polat S, Er K, Polat NT. Penetration depth of laser Doppler flowmetry beam in teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005;100(1):125-9.
19. Fried D, Glena RE, Featherstone JD, Seka W. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. Appl Opt 1995;34(7):1278-85.
20. Yanpiset K, Vongsavan N, Sigurdsson A, Trope M. Efficacy of laser Doppler flowmetry for the diagnosis of revascularization of reimplanted immature dog teeth. Dent Traumatol 2001;17(2):63-70.
21. Soo-ampon S, Vongsavan N, Soo-ampon M, Chuckpaiwong S, Matthews B. The sources of laser Doppler blood-flow signals recorded from human teeth. Arch Oral Biol 2003;48(5): 353-60.
22. Zijp JR, ten Bosch JJ, Groenhuis RA. HeNe-laser light scattering by human dental enamel. J Dent Res 1995;74(12):1891-8.
23. Hartmann A, Azérad J, Boucher Y. Environmental effects on laser Doppler pulpal blood-flow measurements in man. Arch Oral Biol 1996;41(4):333-9.
24. Heithersay GS, Hirsch RS. Tooth discoloration and resolution following a luxation injury: significance of blood pigment in dentin to laser Doppler flowmetry readings. Quintessence Int 1993;24(9):669-76.
25. Liu M, Kim S, Park DS, Markowitz K, Bilotto G, Dorscher-Kim J. Comparison of the effects of intra-arterial and locally applied vasoactive agents on pulpal blood flow in dog canine teeth determined by laser Doppler velocimetry. Arch Oral Biol 1990;35(5):405-10.

26. Kim S, Liu M, Markowitz K, Bilotto G, Dörscher-Kim J. Comparison of pulpal blood flow in dog canine teeth determined by the laser Doppler and the 133xenon washout methods. Arch Oral Biol 1990;35(5):411-3.
27. Olgart L, Gazelius B, Lindh-Strömberg U. Laser Doppler flowmetry in assessing vitality in luxated permanent teeth. Int Endod J 1988;21(5):300-6.
28. Karayilmaz H, Kirzioğlu Z. Comparison of the reliability of laser Doppler flowmetry, pulse oximetry and electric pulp tester in assessing the pulp vitality of human teeth. J Oral Rehabil 2011;38(5):340-7.
29. Karayilmaz H, Kirzioğlu Z. Evaluation of pulpal blood flow changes in primary molars with physiological root resorption by laser Doppler flowmetry and pulse oximetry. J Clin Pediatr Dent 2011 Winter;36(2):139-44.
30. Ritter AL, Ritter AV, Murrah V, Sigurdsson A, Trope M. Pulp revascularization of replanted immature dog teeth treatment with minocycline and doxycycline assessed by laser Doppler flowmetry, radiography, and histology. Dent Traumatol 2004;20(2):75-84.
31. Ebihara A, Tokita Y, Izawa T, Suda H. Pulpal blood flow assessed by laser Doppler flowmetry in a tooth with a horizontal root fracture. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1996;81(2):229-33.
32. Emshoff R, Emshoff I, Moschen I, Strobl H. Laser Doppler flow measurements of pulpal blood flow and severity of dental injury. Int Endod J 2004;37(7):463-7.
33. Strobl H, Haas M, Norer B, Gerhard S, Emshoff R. Evaluation of pulpal blood flow after tooth splinting of luxated permanent maxillary incisors. Dent Traumatol 2004;20(1):36-41.
34. Fernieini EM, Bennett JD, Silverman DG, Halaszynski TM. Hemodynamic assessment of local anesthetic administration by laser Doppler flowmetry. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001;91(5):526-30.
35. Verdickt GM, Abbott PV. Blood flow changes in human dental pulps when capsaicin is applied to the adjacent gingival mucosa. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001;92(5):561-5.
36. Raab WH, Magerl W, Müller H. Changes in dental blood flow following electrical tooth pulp stimulation--influences of capsaicin and guanethidine. Agents Actions 1988;25(3-4): 237-9.
37. Aars H, Brodin P, Andersen E. A study of cholinergic and beta-adrenergic components in the regulation of blood flow in the tooth pulp and gingiva in man. Acta Physiol Scand 1993;148(4):441-7.
38. McDonald F, Pitt Ford TR. Blood flow changes in permanent maxillary canines during retraction. Eur J Orthod 1994;16(1):1-9.
39. Yamaguchi K, Nanda RS, Kawata T. Effect of orthodontic forces on blood flow in human gingiva. Angle Orthod 1991 Fall;61(3):193-203; discussion 203-4.
40. Sabuncuoglu FA, Ersahan S. Changes in maxillary molar pulp blood flow during orthodontic intrusion. Aust Orthod J 2014;30(2): 152-60.
41. Harada K, Sato M, Omura K. Blood-flow and neurosensory changes in the maxillary dental pulp after differing Le Fort I osteotomies. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2004;97(1):12-7.
42. Oztürk M, Doruk C, Ozeç I, Polat S, Babacan H, Biçakci AA. Pulpal blood flow: effects of corticotomy and midline osteotomy in surgically assisted rapid palatal expansion. J Craniomaxillofac Surg 2003;31(2):97-100.
43. Eroglu SE, Sabuncuoglu FA. Changes in dental pulp blood flow of different maxillary tooth types after Le Fort I osteotomy. J Craniofac Surg 2014;25(5):e420-4.
44. Ikawa M, Vongsavan N, Horiuchi H. Scattering of laser light directed onto the labial surface of extracted human upper central incisors. J Endod 1999;25(7):483-5.
45. Akpinar KE, Er K, Polat S, Polat NT. Effect of gingiva on laser Doppler pulpal blood flow measurements. J Endod 2004;30(3):138-40.
46. Ingólfsson AR, Tronstad L, Hersh EV, Riva CE. Efficacy of laser Doppler flowmetry in determining pulp vitality of human teeth. Endod Dent Traumatol 1994;10(2):83-7.
47. Polat S, Er K, Akpinar KE, Polat NT. The sources of laser Doppler blood-flow signals recorded from vital and root canal treated teeth. Arch Oral Biol 2004;49(1):53-7.