

**PULPAL KAN AKIMI ÖLÇÜMLERİNDE LAZER DOPPLER AKIM ÖLÇME  
TEKNIĞİNİN GÜVENİLİRLİĞİ****RELIABILITY OF LASER DOPPLER FLOWMETRY IN PULPAL BLOOD  
FLOW MEASUREMENTS***Serkan POLAT\***Kürşat ER†**Nilüfer Tülin POLAT\****ÖZET**

Lazer Doppler akım ölçer pulpal kan akımı ölçümü amacıyla ilk kez Gazelius ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır. Önceleri non-invaziv olması ve değişimleri gerçek zamanlı göstermesi gibi avantajları nedeniyle popüler olmuştur. Farklı anestezi maddelerinin ve Le Fort 1 osteotomisinin pulpal kan akımına etkilerini araştıran çok sayıda araştırma yapılmıştır. Ayrıca pulpa canlılığının saptanmasında sıkça kullanılmıştır. Ancak son yıllarda elde edilen verilerin sadece pulpa kaynaklı olmadığı, periodontal dokuların da ölçüme katkıda bulunabileceği gösterilmiştir. Çeşitli çalışmalarda çevre dokuların sinyale katkısının, pulpadan fazla olabileceği ifade edilmiştir.

Bu derlemenin amacı, lazer Doppler akım ölçerlerin pulpal kan akımı ölçümlerinde sağladığı avantajları, dezavantajları ve tekniğin sınırlı yanlarını ortaya koyarak, tekniğin daha iyi anlaşılmasına katkıda bulunmaktır.

Pulpal kan akımı ölçümlerinde periodontal pat veya rubber-dam ile dişetinin izolasyonu yapılmalıdır. Bu önlemlere rağmen, günümüzde çevre dokuların istenmeyen katkılarını tamamen önlemek mümkün gözükmemektedir. Ancak teknolojik gelişmeler ile daha doğru ölçümler elde etmek mümkün olabilir.

**Anahtar Kelimeler:** Pulpal kan akımı, lazer Doppler akım ölçer.

**SUMMARY**

Laser Doppler flowmeter was used first by Gazelius *et al.* in order to measure the pulpal blood flow. Initially it was popular because of its advantages like being noninvasive and displaying real time variations. Many researches were made to search the effects of different anesthetic agents and Le Fort1 osteotomy to pulpal blood flow. Also it was used frequently in order to determine pulpal vitality. But in recent years it was recorded that the measured tissue may not be only the pulp also periodontal tissues may contribute to the measurement. Various studies have revealed that the contributions of adjacent tissues to signal are more than that of the pulp in the pulpal blood flow measurements.

The purpose of this review is to make contribution to better understanding of the technique by stating the advantages, disadvantages of laser Doppler flowmeter on pulpal blood flow measurement and the restricted properties of the technique.

In the pulpal blood flow measurement the isolation of gum must be done by periodontal paste or rubber-dam. Although nowadays these precautions are not possible to block completely the contribution of undesirable tissues, it may be possible to get more accurate measurements by technological development.

**Key Words:** Pulpal blood flow, laser Doppler flowmeter.

**Makale Gönderiliş Tarihi :** 27.12.2004

**Yayın Kabul Tarihi:** 21.02.2005

\* Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Doç. Dr.

† Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Bilim Dalı, Yrd. Doç. Dr.

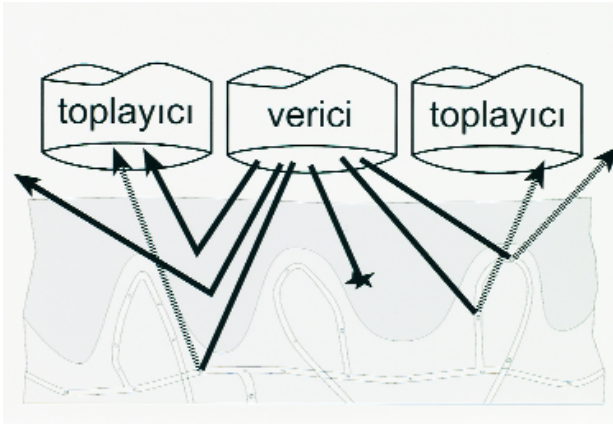
‡ Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Yrd. Doç. Dr.

## Lazer Doppler Akım Ölçme Tekniği

Cihazın çalışma sistemi *Doppler kayması* prensibine dayanmaktadır. Doppler kayması, hareket eden nesneden yansıyan ışının frekansında meydana gelen değişimdir<sup>2</sup>.

Lazer Doppler akım ölçer (LDA) fizik biliminde sıvı akımı ölçümleri için geliştirilmiştir<sup>2</sup>. İlk biyolojik uygulaması ise Riva tarafından yaklaşık 30 yıl önce yapılmıştır<sup>16</sup>.

Kan akımı ölçümlerinde Doppler kaymasına sebep olan hareketli nesnelere kan hücreleridir. Düşük güçlü monokromatik lazer üreten bir kaynaktan elde edilen ışın, fiber optik kablolar ile dokuya taşınır. Işın dokunun birkaç mm derinliğine kadar inebilir. Dokuya iletilen ışının bir kısmı doku tarafından emilir, bir kısmı saçılır, büyük bir kısmı ise yansır. Burada önemli olan yansıyan ışınların oluşturduğu kısımdır. Işın hareketsiz bir nesneden yansırsa frekansında bir değişim olmaz. Ancak kan hücreleri gibi hareketli nesnelere yansıyan ışınların frekansında değişim meydana gelir. Bu değişim Doppler kaymasıdır. Yansıyan bu ışınlar yine fiber optik kablolar 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. Hücrelerin hareket yönlerini göstermez. Bunun sebebi, ölçüm ucundan uzakta hareket eden bir hücrenin sinyale olan katkısının ölçüm ucunun hemen önünden geçen bir hücre ile aynı olmasıdır<sup>2,29,34,44</sup> (Şekil 1).



Şekil 1. Lazer Doppler Akım Ölçerinin çalışma prensibi

Lazer Doppler tekniği deri, göz, karaciğer, beyin korteksi gibi diğer organların kan akımı değişimlerini ölçmede yaygın olarak kullanılmıştır<sup>12,13,44</sup>. Pulpal kan akımı ölçümlerinde ise ilk kez Gazelius ve arkadaşları<sup>11</sup> tarafından kullanılmıştır.

Normal bir deride ölçüm derinliği 0.5 ile 1 mm arasındadır. Ölçüm derinliği bağırsaklarda birkaç mm iken, böbrek ve karaciğer gibi kanlanması fazla olan dokularda 1 mm'den oldukça azdır<sup>29</sup>.

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 akımını ölçebilmektedir. Bu, çekilmiş dişlerde, pulpa boşluğuna yerleştirilmiş kanül vasıtasıyla, farklı hızlarda ve yoğunlukta kan pompalanması ile elde edilen kayıtlarda gösterilmiştir<sup>43</sup>. Pulpadaki kan akımını saptama yeteneğinin bir kısmı, dentin tübüllerinin ışık rehberliği etkisine dayandırılmıştır<sup>25</sup>.

LDA cihazları 4 farklı ölçüm değeri vermektedir. Bunlar hareketli kan *hücrelerinin konsantrasyonu* (CMBC- concentration of moving blood cell veya conc), *hücrelerin hızı* (velocity veya speed), *ölçüm ucuna dönen ışın miktarı* (total backscatter veya DC level) ve *perfüzyon* değeridir (PU-perfusion unit veya flux). Çalışmalarda kullanılan değer perfüzyon ünitesi cinsinden olan değerdir ve hücrelerin konsantrasyonu ve hız değerlerinin çarpımı ile elde edilir<sup>16,44</sup>.

Bu cihazlardan elde edilen değerler birim hacim dokudan geçen kan miktarını belirtecek şekilde kalibre edilemezler. Yapılabilecek en iyi şey, cihazın hassasiyetini standardize etmektir. Perimed, jelatinimsi sıvı içinde 0.48 µm çapında ve %0.5 yoğunluktaki polystyrene mikro küreciklerin 20 °C'de yaptığı titreşim hareketini 250 PU değeri olarak tanımlamıştır. Bu harekete Brownian hareketi denir. Bu düzenek *motility standard* ismiyle anılmaktadır<sup>44</sup>.

Temel dezavantaj, elde edilen çıkış değerlerinin mutlak olmaması ve her zaman kan akımı ile doğrusal ilişkiye sahip olmamasıdır. Örneğin, çıkış sinyal değerinin %100 artması, kan akımının %100 arttığı anlamına gelmeyebilir<sup>25</sup>. Doğrusal olmaması, hareketli hücrelerle fotonların çoklu çarpışmasının etkileri nedeniyle oluşur. Bir dokuda kırmızı hücre hacminin %1'i aştığı durumda bu söz konusu olur. Bu oran pulpada ve diğer çoğu dokuda muhtemelen daha fazladır<sup>44,45</sup>. Bu olumsuz durumu ortadan kaldırmak için cihazın sinyal işlemci kısmı önemli bir görev üstlenir. Sinyal işlemci fotodetektörden gelen sinyali, anlamlı verilere dönüştüren kısımdır. Akım hesaplanmasındaki ideal bir algoritma; 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<sup>29</sup>.

Bununla birlikte, lazer Doppler akım ölçerler ve diğer

teknikler ile yapılan kan akımı ölçüm karşılaştırmaları çoğunlukla çok iyi bir uyum göstermiştir<sup>44</sup>. Liu ve arkadaşlarının<sup>24</sup> yaptığı bir çalışmada, LDA'nın pulpal kan akımı ölçümlerinde <sup>4133</sup>Xenon washout" ve radyoizotop işaretli mikro küre tekniği gibi diğer tekniklere güvenilir bir alternatif olduğu belirtilmiştir. 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<sup>21,29,44</sup>. Kim ve arkadaşlarının<sup>21</sup> yaptıkları çalışmada, pulpada meydana gelen vazokonstriksiyonda <sup>4133</sup>Xenon washout" tekniği ile LDA tekniğinin önemli bir korelasyon gösterdiği ifade edilmiştir. LDA cihazları pulpal kan akımını da ölçebildiği için diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşmıştır.

LDA cihazları, pulpanın canlılığının saptanması<sup>11,28</sup>, replantasyon<sup>37,48</sup> ve travma sonrası takip<sup>7,8,40,41</sup> amacıyla kullanılmasının yanı sıra, farmakolojik ajanlara<sup>9,31,42</sup>, elektrik<sup>36</sup> ve ısı<sup>1</sup> uyarılarına karşı gelişen pulpal yanıtın belirlenmesi, ortodontik<sup>26,47</sup> ve ortognatik<sup>14,30</sup> işlemler sonrası meydana gelen pulpal cevabın saptanması gibi pek çok konuda kullanılmıştır.

Ancak son yıllarda pulpal kan akımı ölçümlerinde elde edilen sinyalin sadece pulpadan kaynaklanmayabileceği, periodontal ve çevre dokuların da sinyale katkıda bulunabileceği fikri ortaya atılmıştır<sup>19</sup>. Yapılan farklı çalışmalarda, pulpal kan akımı ölçümlerinden elde edilen değerlerin %45-82'lik bölümünün pulpa kaynaklı olmayabileceği ifade edilmiştir<sup>5,15,20,32,38,43</sup>.

### Mine ve Dentinin Optik Özellikleri ve Işık İletimi

Odor ve arkadaşları<sup>27</sup> mine prizmalarının ve dentin tübüllerinin diş yüzeyinden gelen ışınları dişin içinde dağıttığını göstermiştir. Altshuler ve Grisimov<sup>4</sup> da yaptıkları çalışmada mine prizmalarının ve dentin tübüllerinin ışık rehberliği yaptığını ortaya koymuşlardır.

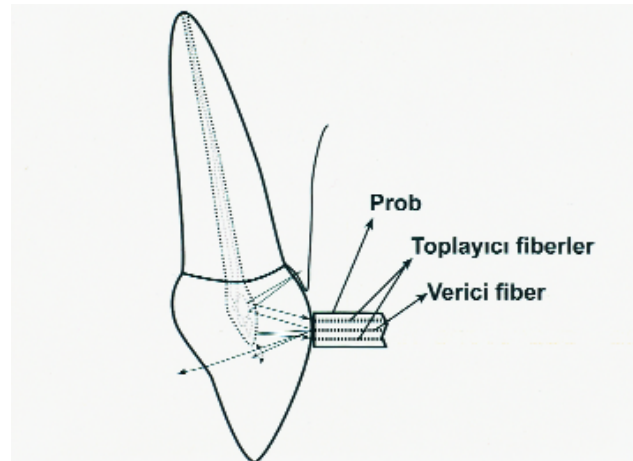
Lazer Doppler akım ölçerlerde lazer ışını dokuya ulaştırmak ve geri toplamak için fiber optik kablolar kullanılır. Fiber optik kablolar ışığı tam iç yansıma prensibine göre taşırlar. Eğer ışık yoğun bir ortamdan az yoğun bir ortama geçerse, bir kırılma meydana gelir ancak, ışığın bir kısmı da geri yansır. Eğer ışığın geliş açısı kritik açıdan büyük olursa kırılma meydana gelmeden tam bir yansıma olur ve ışık yoğun ortama geri döner. Buna tam iç yansıma denir<sup>6,18,23,35</sup>. Bunun olabilmesi için fiberin çekirdeğinin çeperinden daha yoğun olması gerekir<sup>6,23,35</sup>.

Dentin tübüllerinin kırılma indeksi 1.33, peritübüler

dentinin ise 1.59'dur<sup>50</sup>. Bu nedenle dentin tübüllerinin tam olarak fiber gibi davranmadığı ve içlerinde tam iç yansımanın oluşmadığı söylenebilir. Zijp ve Bosch<sup>50</sup> dentindeki ışın saçılmalarını incelemişler ve en önemli etkenin dentin tübülleri olduğunu göstermişlerdir. Kollojen fibrillerin küçük bir rolü olduğunu, mineral kristallerinin ise belirgin bir etkisi olmadığını gözlemişlerdir. Bu nedenlerle, Polat ve arkadaşları<sup>33</sup> dentinin ışık iletiminin temelde fiber gibi değil, saçılma tarzında olduğu görüşünü savunmaktadır. Fried ve arkadaşları<sup>10</sup> da dentinin, görünür ve yakın kızıl ötesi dalga boylarında güçlü saçılma ve zayıf emilim özelliği gösterdiğini saptamıştır. Bilindiği gibi LDA cihazları görünür veya yakın kızıl ötesi dalga boyundaki lazerleri kullanır<sup>16,22,46</sup>.

Mine prizmalarının kırılma indeksleri 1.619, prizmalar arası maddenin ise 1.573'dür<sup>49</sup>. Bu nedenle mine prizmaları için tam iç yansıma prensibinin geçerli olduğu ve fiber gibi davrandıkları düşünülmektedir<sup>33</sup>. Minedeki temel iletim prensibi fibere benzemekle birlikte, saçılmalar da meydana gelmektedir. Fried ve arkadaşları<sup>10</sup> minenin 543 nm ve 1060 nm dalga boyları arasındaki ışığı zayıf bir şekilde saçtığını, emilen kısmın ise ihmal edilebilir düzeyde olduğunu göstermişlerdir. Saçılmaların mine prizmalarının düz bir şekilde değil, eğimler yaparak ilerlemesinden dolayı olabileceği belirtilmiştir<sup>49</sup>. Bir çalışmada saçılmanın primer sorumlusu olarak hidroksiapatit kristalleri gösterilmiştir<sup>39</sup>. Zijp ve arkadaşlarının<sup>49</sup> çalışmasında da hidroksiapatit kristallerinin daha çok geri yansıtmadan, prizmaların ise saçılmadan sorumlu oldukları ifade edilmiştir. Minedeki renklenme, çatlak, tuğlar ile mine ve dentinin mineralizasyon oranlarının farklı oluşu da ışığın iletimini etkileyebilir<sup>15</sup>. Işığı absorbe eden pigmentlerin varlığı da unutulmamalıdır<sup>17</sup>.

Ikawa ve arkadaşları<sup>19</sup> dişe uygulanan lazerin peri-



Şekil 2. Ölçüm ucundan çıkan ışının izlediği muhtemel yollar

odontal dokulara iletilip, geri dönebildiğini göstermiştir (Şekil 2). Aynı çalışmada lazer ışınının kökün 6 mm derinliğine kadar ulaşabildiği gözlenmiş, ancak daha derinlere ulaşıp ulaşmadığı incelenmemiştir. Ayrıca, 6 mm derinlikte lazerin şiddetinin sifıra düşmemesi dikkat çekicidir.

Polat ve arkadaşları<sup>33</sup> lazerin mine sement birleşiminden itibaren 4 mm derinliğe yoğun bir şekilde ulaşabildiğini göstermişlerdir (Şekil 3). 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.



Şekil 3. Pulpal kan akımı ölçümü sırasında lazer ışınının aydınlattığı bölgeler

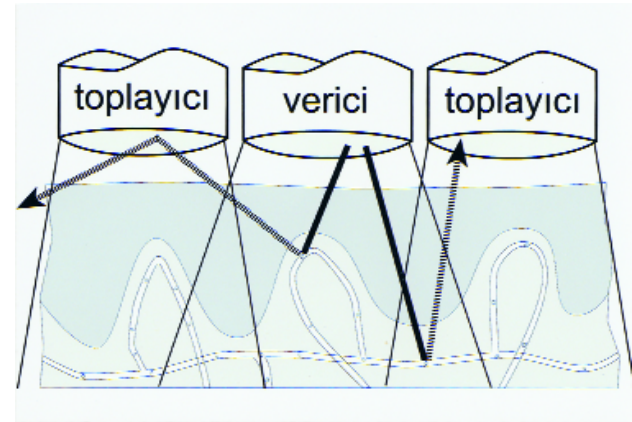
Akpınar ve arkadaşlarının<sup>3</sup> yaptığı bir çalışmada, pulpal kan akımı ölçümlerinde vestibül dişetinin katkısının palatinal dişetinden önemli ölçüde fazla olduğu belirtilmiştir.

Lazer ışınının kökün derinliklerine kadar ulaşması, 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.

Fiber optik kabloların taşıma prensiplerinden dolayı da saçılmalar artmaktadır. Fiber optik kabloların bir kabul konileri vardır. Işığın fibere girebilmesi için kritik açıdan daha küçük bir eğimle gelmesi gerekir. Teorik olarak tamamen düz duran bir fiber kablonun içine 25 derece açıyla giren bir ışın diğer ucundan yine 25 derece açıyla çıkmaktadır. Ancak pratikte çoklu iç yansımalar, fiber uzunluğu, mikro pürüzlülük ve üretim hataları ve fiberin düz durmasının mümkün olmaması nedeniyle ışın giriş açısın-

dan iki kat daha fazla kırılarak iletilmektedir. Çıkışta kabul konisinden daha geniş olan bir koni oluşmaktadır.<sup>6,18,23,35</sup> Sonuçta ışın pulpaya dik olarak iletilmemektedir. Kırılmaların etkisi ile fiber ucundan çıkan ışın belli açılarla etrafa yayılmakta ve tepesi fiber ucunda, tabanı pulpada olan konik şekilde bir yayılım olmaktadır. Polat ve arkadaşların henüz yayınlanmamış bir çalışmada 1 mm çaplı ölçüm ucunun 3 mm uzağında (pulpa derinliğini temsil etmesi için) aydınlanan dairenin çapının yaklaşık 6 mm olduğu gösterilmiştir. Bu da saçılmaları arttıran bir faktördür.

Bunun dışında önemli olan bir konu da geri dönebilen ışın miktarıdır. Bölgedeki ışınlar ölçüm ucunda bulunan toplayıcı fiber aracılığı ile toplanır. Kabul konisinin dışında kalan ışınlar toplayıcı fibere giremeyecektir.<sup>6,23,35</sup> (Şekil 4). Bu kadar fazla saçılma olan bir ortamda ışınların ne kadarının cihaza geri dönebildiği tahmin edilemez.



Şekil 4. Kabul konisi

Marjinal dişetinin izole edilerek ölçümü olumsuz etkilemesinin önüne geçmek amacıyla, rubber-dam<sup>15,38</sup> veya periodontal pat<sup>3</sup> kullanımı önerilmektedir. Periodontal patın gingival embrajur bölgeleri de dahil olacak şekilde hem palatinal hem de vestibül dişeti oluşuna yerleştirilmesi önem arz etmektedir. Akpınar ve arkadaşlarının<sup>3</sup> periodontal pat ile yapılan izolasyon işleminde pulpal kan akımı ölçüm değerlerinde %63 oranında azalma sağlanmıştır. Rubber-dam kullanımında ise bu azalma oranı Hartman ve arkadaşlarının<sup>15</sup> yaptığı çalışmada %69, Soompon ve arkadaşlarının<sup>38</sup> yaptığı çalışmada ise %73 olmuştur. Aradaki fark fazla olmamasına rağmen, rubber-dam ile yapılan çalışmalarda daha fazla azalma olması, dil ve dudak mukozası gibi ağız içi dokuların yapacağı muhtemel katkının da önlenmesine bağlı olabilir.

## SONUÇ

Lazer Doppler tekniği ile yapılan pulpal kan akımı ölçümlerinde, 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 olmaktadır. Bu nedenle yapılan son çalışmalarda hata payını en aza indirerek ölçümlerin güvenilirliği artırılmaya çalışılmıştır. Dişetinin periodontal pat veya rubber-dam ile kapatılması gibi önlemler alınmadan pulpal kan akımı ölçümleri yapılmamalıdır. Bu önlemlere rağmen, periodontal dokuların katkısını tamamen ortadan kaldırmak günümüzde mümkün gözükmemektedir. Daha ileri çalışmalarla ölçüm yapılan pulpa, diğer dişlerin pulpalari, dil, dudak, periodonsiyum gibi çevre yapıların sinyale katkı oranlarının ve dişlerin optik özelliklerinin tam olarak ortaya konmasıyla ve LDA cihazlarının sinyal işlemci kısımlarının bu değişkenleri hesaba katabilmesi ile, sorunların çözümü mümkün olacaktır. Bu sorunlar çözüldüğünde LDA cihazlarının pulpal kan akımı ölçümlerinde daha aktif olarak kullanılmasına başlanacağına inanmaktayız.

## KAYNAKLAR

- 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* 148: 441-7, 1993.
- Adrian DJ. Selected Papers on Laser Doppler Velocimetry. II. Series. SPIE Optical Engineering Press, 1993.
- Akpınar KE, Er K, Polat S, Polat NT. Effect of gingiva on laser Doppler pulpal blood flow measurements. *J Endodon* 30: 138-40, 2004.
- Altshuler GB, Grisimov VN. New optical effects in the human hard tooth tissues. In: *Lasers and Medicine*, Konov VI, Müller GJ, Prokhorov AM, eds. SPIE 1353: 97-102, 1989.
- Amess TR, Andrew D, Son H, Matthews B. The contribution of periodontal and gingival tissues to the laser Doppler blood flow signal recorded from human teeth. *J Physiol* 473:142P, 1993.
- Çakır S. Çağımızın iletişim devriminde fiber optik. *Bilim ve Teknik* 397: 34-40, 2000.
- 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* 81: 229-33, 1996.
- Emshoff R, Emshoff I, Moschen I, Strobl H. Laser Doppler flow measurements of pulpal blood flow and severity of dental injury. *Int Endod J* 37: 463-7, 2004.
- 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* 91: 526-30, 2001.
- Fried D, Glana RE, Featherstone JDB, Seka W. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. *Applied Optics* 34: 1278-85, 1995.
- Gazelius B, Olgart L, Edwall B, Edwall L. Non-invasive recording of blood flow in human dental pulp. *Endod Dent Traumatol* 2: 219-21, 1986.
- Gürelık 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* 34: 47-55, 2004.
- Gürelık M, Karadağ Ö, Polat S, Özüm Ü, Aslan A, Gürelık B, Göksel HM. The effects of the electrical stimulation of the nasal mucosa on cortical cerebral blood flow in rabbits. *Neurosci Lett* 365: 210-213, 2004.
- 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* 97: 12-17, 2004.
- Hartmann A, Azérad J, Boucher Y. Environmental effects on laser Doppler pulpal blood-flow measurements in man. *Arch Oral Biol* 41: 333-339, 1996.
- Haumschild DJ. An overview of laser Doppler flowmetry. *Biomed Sci Instrum* 22: 35-40, 1986.
- Heithersay GS, Hirsch RS. Tooth discoloration and resolution following a luxation injury: significance of blood pigment in dentin to laser Doppler flowmetry readings. *Quint Int* 24: 669-676, 1993.
- Huber JC. Getting down to the basics of fiber-optic transmission. *R&D Magazine* 115-118, 1994.
- Ikawa M, Vongsavan N, Horiuchi H. Scattering of laser light directed onto the labial surface of extracted human upper central incisors. *J Endodon* 25: 483-485, 1999.
- Ingólfsson ÆR, Tronstad L, Hersh EV, Riva CE. Efficacy of laser Doppler flowmetry in determining pulp vitality. *Endod Dent Traumatol* 10: 83-87, 1994.
- 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* 35: 411-413, 1990.
- Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K. Lasers in endodontics: a review. *Int Endod J* 33: 173-185, 2000.
- Krohn DA. *Fiber Optic Fundamentals: Krohn DA. Fiber Optic Sensors Fundamentals and Applications*. 2nd ed. Instrument Society of America, 7-27, 1992.
- Liu M, Kim S, Park DS, Markowitz K, Bilotto G, Dörscher-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* 35: 405-410, 1990.
- Matthews B, Vongsavan N. Advantages and limitations of laser Doppler flowmeters. *Int Endod J* 26: 9-10, 1993.
- McDonald F, Pitt Ford TR. Blood flow changes in permanent maxillary canines during retraction. *Eur J Orthod* 16: 1-9, 1994.
- Odor TM, Watson TF, Pitt Ford TR, McDonald F. Pattern of transmission of laser light in teeth. *Int Endod J* 29: 228-234, 1996.
- Olgart L, Gazelius B, Lindh-Strömberg U. Laser Doppler flowmetry in assessing vitality in luxated permanent teeth. *Int Endod J* 21: 300-306, 1988.

29. Öberg PA. Laser-Doppler flowmetry. Critical Reviews in Biomedical Engineering 18: 125-163, 1990.
30. Öztürk M, Doruk C, Özeç İ, Polat S, Babacan H, Bıçakçı AA. Pulpal blood flow: effects of corticotomy and midline osteotomy in surgically assisted rapid palatal expansion. J Craniomaxillofac Surg 31: 97-100, 2003.
31. Öztürk M, Polat S, Yılmaz D. Farklı oranlarda epinefrin HCL içeren %4 artikain HCL'ün diş ve dişetinin kanlanması üzerinde olan etkilerinin laser Doppler flowmetry tekniği ile incelenmesi. CÜ Dişhek Fak Derg 1: 19-23, 1998.
32. Polat S, Er K, Akpınar KE, Polat NT. The sources of laser Doppler blood-flow signals recorded from vital and root canal treated teeth. Arch Oral Biol 49: 53-57, 2004.
33. Polat S, Er K, Polat NT. Penetration depth of laser Doppler flowmetry beam in teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod (baskıda).
34. Polat S, Öztürk M. Dişhekimliğinde laser Doppler flowmetry. CÜ Dişhek Fak Derg 1: 119-125, 1998
35. Quinn DE. Optical Fibers: Allard FC. Fiber Optics Handbook For Engineers and Scientists. McGraw-Hill Publishing Co., New York, 1990, 1-51.
36. Raab WH, Magerl W, Müller H. Changes in dental blood flow following electrical tooth pulp stimulation-influences of capsaicin and guanethidine. Agents Actions 25: 237-239, 1988.
37. Ritter ALS, 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 20: 75-84, 2004.
38. Soo-ampon S, Vongsavan N, Soo-ampon M. The sources of laser Doppler blood-flow signals recorded from human teeth. Arch Oral Biol 48: 353-360, 2003.
39. Spitzer D, ten Bosch JJ. The absorption and scattering of light in bovine and human dental enamel. Calcif Tiss Res 17: 129-137, 1975.
40. Strobl H, Emshoff I, Bertram S, Emshoff R. Laser Doppler flow investigation of fractured permanent maxillary incisors. J Oral Rehabil 31: 23-28, 2004.
41. Strobl H, Haas M, Norer B, Gerhard S, Emshoff R. Evaluation of pulpal blood flow after tooth splinting of luxated permanent maxillary incisors. Dental Traumatol 20: 36-41, 2004.
42. Verdict 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 92: 561-565, 2001.
43. Vongsavan N, Matthews B. Experiments on extracted teeth into the validity of using laser Doppler techniques for recording pulpal blood flow. Arch Oral Biol 38: 431-439, 1993.
44. Vongsavan N, Matthews B. Some aspects of the use of laser Doppler flowmeters for recording tissue blood flow. Exp Physiol 78: 1-14, 1993.
45. Vongsavan N, Matthews M. The vascularity of dental pulp in cats. J Dent Res 71: 1913-1915, 1992.
46. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. Australian Dent J 48: 146-155, 2003.
47. Yamaguchi K, Nanda RS, Kawata T. Effect of orthodontic forces on blood flow in human gingiva. Angle Orthod 61: 193-203, 1991.
48. Yanpiset K, Vongsavan N, Sigurdsson A, Trope M. Efficacy of laser Doppler flowmetry for the diagnosis of revascularization of reimplanted immature dog teeth. Dental Traumatol 17: 63-70, 2001.
49. Zipp JR, ten Bosch JJ, Groenhuis RAJ. HeNe-Laser light scattering by human dental enamel. J Dent Res 74: 1891-1898, 1995.
50. Zipp JR, ten Bosch JJ. Theoretical model for the scattering of light by dentin and comparison with measurements. Applied Optics 32: 411-415, 1993.

#### Yazışma adresi

Yrd. Doç. Dr. Serkan POLAT  
Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi  
Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı  
58140 Sivas  
Tel: 346 2191010 / 2799  
Faks: 346 2191237  
E-posta: spolat@cumhuriyet.edu.tr