

DİŞHEKİMLİĞİNDE LASER DOPPLER FLOWMETRY

Dt. Serkan POLAT*, Yrd. Doç. Dr. Mustafa ÖZTÜRK**

ÖZET

Laser Doppler flowmetry (LDF) hareket halindeki bir nesneden yansıyan radyasyonun, frekansında meydana gelen Doppler kaymasının ölçülmesi temeline dayanan bir tekniktir. Bu teknik düşük güçlü monokromatik laser ışını taşıyan bir optik prob ile, doku kan akımının sürekli ve non invaziv ölçümünü mümkün kılmaktadır LDF ile ilgili çalışmalar 1964 yılında Yeh ve Cummins' in çalışmaları ile hız kazanmıştır. Tıp alanında deneysel amaçlı olarak çok yaygın kullanılan LDF klinik alanlarda da kendine yaygın bir kullanım alanı bulmaya başlamıştır.

Anahtar Kelimeler: Laser Doppler flowmetry, Dişhekimliği

SUMMARY

Laser Doppler flowmetry (LDF) is a technique based on measurement of Doppler shift formed in the frequency of the radiation that is reflected by a moving object. This technique, with a optic probe carrying low power monochromatic laser ray, allows measurement of tissue blood flow, in a continuous and noninvasive manner. Studies related to LDF were first gained speed with the works of Yeh and Cummins in 1964. LDF is very widely used in the field of medicine, for experimental purposes but now also started to find a wide area of application, in the field of clinics too.

Key Words: Laser Doppler flowmetry, Dentistry

GİRİŞ

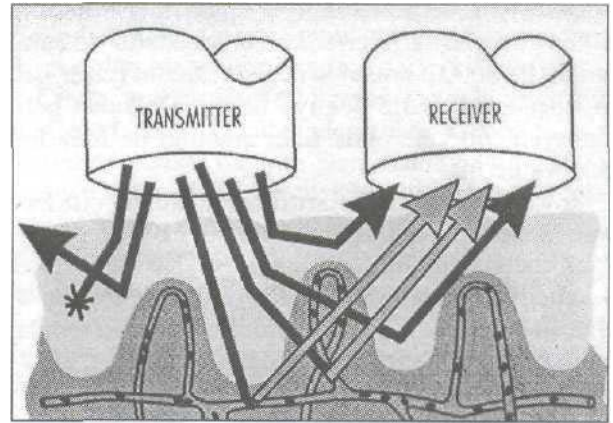
Laser Doppler flowmetry (LDF), Doppler kaymasını (Doppler shift) temel alan bir tekniktir. Hareket halindeki bir nesneden yansıyan radyasyonun frekansında Doppler etkisi ile bir değişim olur. Bu değişime Doppler kayması denir.¹

LDF sıvı mekaniği dalında, sıvı içinde hareket eden küçük partiküllerin oluşturduğu Doppler kaymasına duyarlı olan, sıvı hızı ölçüm tekniğidir. Laser Doppler velocimetry ve laser Doppler anemometry gibi terimler eş anlamlı olarak kullanılmaktadır. LDF ile ilgili kayda değer gelişmeler, 1964 yılında Yeh ve Cummins'in çalışmaları ile başlamıştır. Laser Doppler prensibinde, iki lazer ışınının kesiştiği noktadaki partikül hızı ölçülmektedir. Bir noktadaki hız ölçüldüğü için, bu ışınların açıları ve dolayısıyla kesişme noktaları değiştirilerek, farklı konumlarda ve farklı derinliklerde ölçüm yapılabilir. Bu teknikte geri yansıyan ışın yoktur. Işınlar kesiştiği noktanın arkasına yerleştirilen alıcılar ile toplanır ve değerlendirilir.¹

Tıpta kullanım amacıyla, bu teknik modifiye edilmiştir.

Tıpta LDF metodu, Doppler kaymasından yararlanarak, doku kan akımının sürekli ve noninvasiv ölçümü amacıyla kullanılan yeni bir tekniktir. Bu amaçla düşük güçlü monokromatik laser ışını taşıyan, bir optik prob kullanılır. Ölçüm probu içerisinde, ışını dokuya taşıyan verici fiber ve dokudan geri saçılan ışınları, fotodedektöre taşıyan toplayıcı fiber bulunmaktadır. Işın demeti proba dokuya ile-

tildiğinde, ışının bir kısmı dokuda absorbe olurken, büyük bir kısmı dokudan yansır. Işığı yansıtan statik nesnelere dalgaboyunu değiştirmezken, ışığı yansıtan hareketli kan hücreleri Doppler kaymasına neden olurlar. Doppler kayması meydana gelmiş olan ışın demeti, sinyalleri oluşturur. Bu sinyallerden elde edilen değerler perfüzyon veya flux olarak tanımlanır. Dalgaboyundaki bu değişimlerin büyüklüğü ve frekans dağılımı, direkt olarak kan hücrelerinin sayısı ve hızıyla ilişkilidir. Fakat hücrelerin hareket yönlerini göstermez. Bunun sebebi, ışığın doku içindeki difüz saçılımıdır. Yani, prob ucundan uzakta hareket eden bir hücrenin sinyale olan katkısı, prob ucunun önünden geçmekte olan bir hücre ile aynıdır (Resim 1),^{1,2,3,4,5,6}



Resim 1: LDF cihazlarının ölçüm prensibi.

* C.Ü. Dişhekimliği Fak. Ağız, Diş, Çene Hast. ve Cerrahisi A.B.D. Araştırma Görevlisi

**C.Ü. Dişhekimliği Fak. Ağız., Diş, Çene Hast. ve Cerrahisi A.B.D. Öğretim Üyesi

Lazer Doppler Flowmetry Cihazlarının Yapısı

1. Lazer Işını Kaynakları:

1975'ten 1980'li yılların sonlarına kadar, ucuzluğu, kullanım kolaylığı, güvenilirliği ve kayda değer stabilitesi ile helium-neon gibi gaz lazerler tercih edilmiştir.⁵ Yüksek maliyeti, büyük boyutlu olmaları ve yüksek voltaja ihtiyaç duymaları dezavantajlarıdır.⁵⁷ 90'lı yıllarda alternatif olarak semiconductor lazer diodlar piyasaya çıkmıştır.⁵ Diod lazerlerin kullanımı, farklı derinliklerdeki vasküler yataklar hakkında bilgi edinebilmeyi mümkün kılan, farklı dalga boylarının seçimine izin verir. Diod lazerler 620 ile 1500 nm dalga boyu arasında bulunan kırmızı ve kızıl ötesi lazer ışınlarını üretebilirler.⁸ Piyasada bulunan, diod lazerle çalışan LDF cihazları yaklaşık 800 nm dalga boyuna sahip lazer ışını üretirler.⁵ Diod lazerlerin ucuz olmaları, küçük boyutları ve yüksek voltaja ihtiyaç duymaları avantajları arasında sayılmaktadır.⁷

Prob ucu çıkış gücü yaklaşık 1 mW'tır. Cihazların kullandığı lazer; düşük güçlü ve monokromatik lazerdir. Lazer ışınının rengi dalga boyuna göre, yeşil ve kırmızı olabileceği gibi gözle görülemeyen dalga boyuna da sahip olabilirler.⁵⁷

2. Fotodedektörler:

Fotodedektör olarak fotomultiplier ve semiconductor diodlar kullanılmaktadır. Fotomultiplier, yüksek akım kazançlı ve düşük parazitli bir fotodedektördür. Mavi ve yeşil renk aralığında daha duyarlıdır (441.6 nm ve 632.8 nm dalgaboyu). Semiconductor diodlar LDF uygulamalarında en sık kullanılan fotodedektörlerdir.⁵

3. Fiber Optik Düzen

Lazer ışını, lens aracılığıyla optik fiber'e iletilir. Silica gibi plastik fiberler kullanılmaktadır ve çapları 50 ile 2000 μ . arasında değişmektedir. Lazer ışını fiber aracılığı ile dokuya iletilir. Dokudan geri yansıyan ışın yine optik fiber aracılığı ile fotodedektöre iletilir.⁵

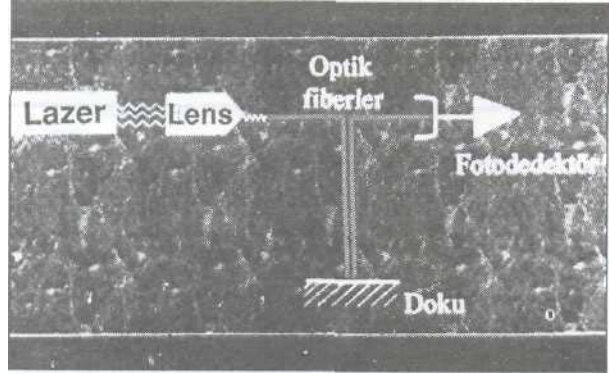
Sinyal/parazit oranını artırmak amacıyla çift kanallı dedektör prensibi önerilmiştir. Bu prensipte iki fotodedektör bulunmaktadır ve her dedektöre iki alıcı fiber bağlı durumdadır. Böylece toplam 4 alıcı fiber kullanılmaktadır. Ancak ölçüm sırasında optik fiberdeki geometrik değişim ve hareket, hatalı sinyal üretilmesine neden olabilmektedir.⁵

Mul ve arkadaşları optik fiberlerdeki hareket artıfaktını önlemek amacıyla, optik fiber bulunmayan bir sistem geliştirmişlerdir. Sistemde bir adet lazer diod ve iki adet fotodiod, prob içinde bulunmaktadır ve direk doku üzerine yerleştirilmiştir. Ancak, probun optik fiberli sistemlerde bulunan

problarla aynı vasküler alanı ölçüp ölçmediği konusunda, yazarın ifadeleri açık değildir.⁵

4. Sinyal İşlemci

Fotodedektörden gelen sinyali, anlamlı verilere dönüştüren kısımdır. Sinyal işlemede başlıca sorun, akım ve Doppler kayması arasında, doğrusal ilişki veren bir algoritma bulunmamasıdır. Akım hesaplanmasındaki ideal bir algoritma; akım, doku tipleri, ve hematokritin tüm değerleri ile doğrusal ilişkiye sahip olmanın yanında, çoklu saçılma etkilerini de hesaba katmalıdır. Çeşitli yaklaşımlar önerilmiştir. Ancak henüz böyle ideal bir algoritma mevcut değildir (Resim 2).⁵



Resim 2: LDF cihazlarının yapısı.

LDF Ölçümlerinden Elde Edilen Veriler

1. CMBC (Concentration of Moving Blood Cells - Hareketli Kan Hücrelerinin Konsantrasyonu)

Hareketli kan hücrelerinin konsantrasyonu, doku boyunca normal hızda hareket eden kan hücrelerinin sayısı ile orantılıdır. Bu terim, cihazın ölçüm aralığında (20 Hz ile 24 kHz arası gibi) olan Doppler kayması oluşturan tüm hücreleri ifade eder.¹ Conc terimi eş anlamlı olarak kullanılmaktadır.⁶

CMBC değeri hücrelerin sayısı ile doğrusal ilişkili olarak artar.⁵

2. Velocity (Hız)

Velocity hücrelerin ortalama hızıdır.³ Speed terimi de aynı anlamda kullanılmaktadır.⁶

3. Perfüzyon Ünitesi (PU)

Ölçümler aletin kendine has olan Perfüzyon Ünitesi (PU) ile ifade edilir. Perfüzyon ile eş anlamlı olarak kullanılan diğer bir terim de flux'dır.⁶ Perfüzyon, ölçülen hacimdeki hareketli kan hücresi (CMBC) ile hücrelerin ortalama hız (velocity) değerlerinin çarpımı olarak tanımlanır.^{2,3,4,5}

$$PU = CMBC \times Velocity$$

4. Total Backscatter (TB)

Total Backscatter (TB) fotodedektöre geri dönen ışığın miktarıdır ve DC level olarak da bilinmekte-

dir. TB değerinin yüksek olması, daha düşük arkaplan gürültüye neden olacak ve böylece daha temiz bir sinyal üretilebilecektir.^{3,6}

TB değeri ekrandan görülebileceği gibi kağıda da dökülebilir. TB değeri laserin gücüne, doğrultusuna ve odaklamasına, ayrıca probdaki fiberler arası mesafe ve probdaki fiberlerin toplam alıcı alanına bağlıdır. TB değeri farklı fiber ayrımlı problemlerin seçimi ile değişebilir. Örneğin, kandan-zengin organlar için özel problemler mevcuttur. Optik sistemdeki kir ve toz TB değerini etkileyebilmektedir.³⁵

Cihazın verdiği perfüzyon değeri mutlak değildir. Yani perfüzyon değeri, belli bir sürede, belli bir hacimdeki dokudan geçen gerçek hücre sayısı gibi fizyolojik bir tanımlama yapmaz.

Şu ana kadar, PU ile fizyolojik dünyanın arasında ilişki kurabilmek amacıyla pek çok çalışma yapılmıştır. Ancak, aynı birey ve farklı bireyler arasındaki periferik perfüzyonda fizyolojik çeşitlilik oldukça çoktur. Ayrıca lokal doku alanlarında ufak mesafeler arasında ve zamana bağlı olarak kapiller yoğunluk ve permeabilitede değişiklikler vardır. Bu faktörler perfüzyon ünitelerinin fizyolojik açıdan değerini sınırlarlar.³⁵

Yapılabilecek en önemli şey, Standardizasyonu sağlamaktır.

Bu amaçla, ilk kez Perimed firması tarafından *Motility Standart* önerilmiştir. Motility standart özel bir süspansiyondur. Bu süspansiyon, 20°C de %0.5 yoğunluktaki 0.48 m çaplı polystyrene mikrokürecikleri içerir. Bu mikrokürecikler sürekli hareket halindedir. Bu harekete Brownian hareketi denir ve aynı standarttaki tüm süspansiyonlar için eşit değerdedir. Firma bu hareketi 250 Perfüzyon Ünitesi olarak tanımlamıştır ve fizyolojik bir anlamı yoktur. Bu yüzden, Perfüzyon değerleri başka bir cihazla karşılaştırılabilir, fakat mutlak değildir.⁹

Çalışma tarzına örnek verecek olursak. Çürük ve sağlam dişlerdeki perfüzyon değerlerini ölçüp karşılaştırmak istediğimizde. Bir bireyin çürük dişinden elde edilen perfüzyon değerini, aynı bireyin simetrik sağlam dişi ile karşılaştırmak uygun olabilir. Fakat, farklı bir kişinin dişi ile karşılaştırmamızın bir anlamı yoktur.

Isı değişiminin perfüzyona etkisi

Derinin kan perfüzyonu ısı-bağımlı olduğundan, farklı zamanlarda yapılan ölçümlerin karşılaştırılabilmesi için gerekli olan şey, eşit bir ısı ortamıdır. Bu, en iyi şekilde ısı-kontrollü bir oda kullanılarak elde edilebilir.¹

Ölçüm Derinliği:

Ölçüm derinliği, genellikle doku yüzeyinin altında yüzey ışığınının penetre olduğu ve yüzeye geri dönebildiği derinliğin yaklaşık 2/3'lük kısmının

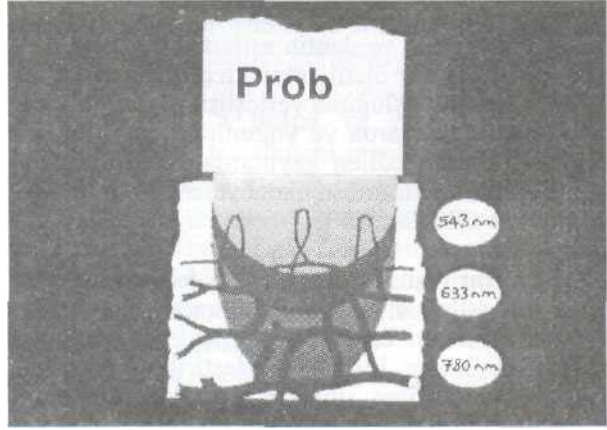
derinliği olarak tarif edilir. Ölçülen derinlik, kapiller yatağın yapısı ve yoğunluğu gibi doku özelliklerine, ışığın dalga boyuna ve probdaki fiberler arası uzaklığa bağlıdır (fiber separasyonu).³

Işının deri tarafından absorbe edilme derecesi, kan içeriğinden, oksijenasyon derecesinden ve pigmentasyondan etkilendiğinden dolayı, ölçülen derinlik değeri bir tahmindir.³⁵

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.³¹

Bölgeyi besleyen damar tıkanığında, kansızlık ışığın geçmesine izin vereceği için ölçüm derinliği artacaktır. Bu yüzden, incelenen dokunun daha derinlerdeki perfüzyon değeri ölçülebilir.³

Ayrıca lazerin dalga boyu kısalıdıkça, penetrasyon yeteneği azalmaktadır (Resim 3).



Resim 3: Dalga boyuna göre değişen ölçüm derinliği.

Ölçülen hacim sinyale katkıda bulunan mevcut doku hacmidir. Deride, bu hacim yarıçapı yaklaşık 1 mm olan bir yarım küredir.³⁴

Cihaz probun ölçüm sahası içindeki hareketli nesnelere ölçer. Ölçülen derinlikte sadece mikrovasküler hareket ölçülür. Deri dışındaki dokularda, yüzeye yakın geçen büyük damarlardaki hareket de ölçümde etkili olacaktır. Bununla birlikte, büyük damar duvarlarının kalınlığı lazer ışığının büyük bir kısmının engellenmesine neden olabilir.¹

Ölçülen hareketli nesnelere temelde kırmızı kan hücreleridir. Ancak lökositler ve plateletler de ölçülürler.²³ Cihaz kan plazması gibi uniform kırılma indeksine sahip sıvı akımına duyarlı değildir.³

Kas hücreleri, damar duvarları ve membranlar gibi "hatalı" hareket komponentleri de mevcuttur. Ancak normal şartlar altında, bunlar anlamlı sayılmayacak kadar küçüktür.³

Bununla birlikte, hücre akımının sifıra düştüğü tam damar tıkanması süresince, kan hücrelerinin

yeniden dağılımına bağlı oluşan ufak hareketler, perfüzyon değerinin sıfıra düşmesini önlemede daha Önemli rol oynarlar. Bazı araştırmacılar bu değeri *biyolojik SIFIR* olarak adlandırır. Örnek olarak, tam proksimal arter tıkanması süresince parmak ucu kan akımı ölçüldüğünde, serbest-akım perfüzyonunun birkaç yüzdelik kısmını oluşturan *rezidual perfüzyon* değeri görülecektir.³

Benzer bir sinyal de bir hayvandan çıkarılan doku, birkaç saat sonra in vitro olarak incelendiğinde gözlenebilir.³

Cihaz prob ucuna göre oluşan tüm hareketleri kaydettiği için, probun ölçüm yapıldığı sırada hareketli kalması önemlidir. Aksi takdirde, kan hücrelerinden başka yapılar da Doppler kayması oluştururlar. Bu artefakt kaynağı yumuşak dokudan ziyade, dişlerde kayıt yapılırken daha kolay engellenebilir. Çünkü prob herhangi bir splint ile diş yüzeyine rijit şekilde sabitlenebilir.^{3,9,10}

Cihazın ölçüm derinliği 1 mm civarında olması na rağmen, daimi dişte ortalama 2 ile 3.5 mm kalınlıkta olan mine ve dentin aşarak, bir dişin pulpasının kan akımı ölçülebilmektedir. Bu, çekilmiş dişlerde, pulpa boşluğuna yerleştirilmiş kamil vasıtasıyla, farklı hızlarda ve yoğunlukta kan pompalanması ile elde edilen kayıtlarda gösterilmiştir.¹¹ Pulpadaki kan akımını saptama yeteneğinin bir kısmı, *dentin tübüllerinin ışık rehberliği* etkisine dayandırılmıştır.⁹

Sağlam bir dişin kronundan kaydedilen sinyalin bir kısmı pulpa dışındaki dokulardan elde edilir. Domuz kesicileri üzerindeki deneylerde, gingival marjinden 2 mm insizale yerleştirilmiş olan bir prob ile kaydedilen sinyalin yaklaşık % 10'unun pulpal orjinli olmadığı bulunmuştur. Bu, pulpa kesilmeden önce ve sonra yapılan kayıtlarla saptanmıştır. Kayıtlar diş yüzeyi yerine açığa çıkmış dentinden elde edildiğinde, pulpadan gelen sinyal artmış ve pulpa dışı dokulardan oluşan sinyalin oranı azalmıştır.¹¹

Araştırma Yapılırken Belirtilmesi

Gereken Noktalar

Farklı araştırmacıların LDF verilerini karşılaştırabilmesi için, ölçümlerin standart olması temeldir. Standardizasyon hem cihaz hem de hasta ile ilgilidir. Bu amaçla, aşağıdaki parametrelerin mümkün olduğu kadar belirtilmesi önerilir.³

Cihaz için gerekli parametreler:

- Cihazın tipi
- Laser ışığının dalga boyu
- Probu Tipi
- Probu fiber separasyonu
- Süre
- Sıcaklık
- Cihazın band genişliği
- Yazıcı ayarları

Hasta için gerekli parametreler

- Vücut sıcaklığı (bölgenin sıcaklığı)
- Kanın pO₂, pCO₂ ve pH değerleri
- Sistemik kan basıncı Kardiak output
- İlaç kullanımı, sigara kullanımı, diet gibi durumlar
- Hastanın fiziksel konumu
- Biyolojik SIFIR değeri

KULLANIM ALANLARI

Laser Doppler, ilk kez 1972 yılında Riva tarafından, tavşan retinasında kan akımını ölçmek amacıyla kullanılmıştır.²⁷ LDF cihazlarının ticari olarak piyasaya sürüldüğü dönem, yaklaşık 20 yıl öncesine rastlar. Bu dönemden sonra araştırmalar hız kazanmıştır. Sadece 1990 yılına kadar, 600'ü aşkın yayın yapılmıştır. 90'lı yıllara kadar, temel olarak deneysel tıbbi araştırmalarda kullanılmıştır.⁵ Günümüzde, rutin klinik işlemlerde de kullanılabileceği ifade edilmiştir.³

Cihaz; diş, dişeti, kemik dokusu, kulak, burun, kas, deri, mide bağırsak sistemi, akciğerler, böbrek, karaciğer, spinal kord ve sinirlerde kullanılmaktadır.³

Dişhekimliğinde Kullanımı

Laser Doppler Flowmetry Dişhekimliği için de oldukça ilgi çekici bir cihazdır. Literatürü incelediğimizde, tüm branşlarımızda kullanılmış olduğunu görebiliriz. Pulpa, dişeti ve kemikteki kan akımı ölçümü için kullanılabilmektedir. Çürüğün, lokal anesteziğin, diş preparasyonunun, travmanın ve osteotomilerin pulpa kan akımı üzerinde yaptığı değişiklikler incelenmiştir. Ayrıca, ortodontik hareketlerde, periodontal hastalıklarda, travmada, greft ve yönlendirilmiş doku rejenerasyonu uygulamalarında, dişeti ve kemikteki kan akımı ölçümleri yapılmıştır.

Baab, Öberg ve Holloway¹² 1986 yılında yaptıkları çalışmada dişetinden elde edilen ölçümlerde basıncın önemini vurgulamışlardır. Ölçüm yapılırken prob ile dişeti arasındaki mesafenin 1 mm'ye kadar olduğu durumlarda ölçüm değerinde Önemli bir değişim meydana gelmediğini bildirmişlerdir. Yine yaptıkları splint de dişlerden destek almış ve dişetine hiç dokundurulmamıştır.

Baab ve Öberg¹³ 1987 yılında, LDF tekniğiyle köpeklerdeki tedavi edilmiş ve edilmemiş gingivite, gingival kan akımlarını karşılaştırmışlardır. Tedavi edilmemiş taraftaki kan akımında, zamanla hafif bir artma gözlenmiştir. Fakat tedavi edilen taraftaki inflamasyonun iyileşmesi ile, kan akımında beklendiği gibi belirgin bir azalma olmamıştır. Böylece, gingival inflamasyondaki mikrovasküler değişiklikler, hızlı gelişmiyor olabilir sonucuna va-

rilmiştir. Ayrıca gingivitisin tamamen reversible bir hastalık olduğu fikrinin, doğru olmayabileceği fikri İleri sürülmüştür,

Baab ve Öberg'in¹⁰ yine 1987 yılında yaptığı başka bir çalışmada sigara içiminin dişeti kan akımı üzerine olan etkisi incelenmiştir. Sonuçta sigara içildiği anda dişetindeki kan akımının arttığı bulunmuştur. Bu çalışmada kullanılan ve braketlerle diş sabitlenen prob tutucu dikkat çekmektedir.

Wilder-Smitr'in¹⁴ 1988 yılında yaptığı çalışmada, pulpal kan akımının LDF ile güvenli bir şekilde değerlendirilebileceği ifade edilmiştir.

Boutault, Cadenat ve Hibert¹⁵ 1989 yılında yaptıkları çalışmada LDF ile dişeti kan akımını değerlendirmişler ve LDF'nin dişeti kan akımını değerlendirmek için çok iyi bir araç olduğu sonucuna varmışlardır. Ayrıca bu hassas ve zararsız teknikte çok farklı uygulama şekilleri düşünülebileceğini ifade etmişlerdir.

Ramsay, Artun ve Martinen'in¹⁶ 1991 yılında yaptıkları çalışmada, LDF probunun diş üzerindeki konumunun ölçüm sonuçlarını etkileyip, etkilemediğini ve aynı bölgeden yapılan ölçüm değerlerinin zamanla değişip değişmediğini incelemişlerdir. Sonuçta dişin vestibül yüzünün ortasından insizale yaklaşıldıkça ölçüm değerinin azaldığı, dişetine yaklaşıldıkça arttığı gösterilirken, mesiodistal yönde kaydırılan ölçüm noktalarında ölçüm değerlerinde belirgin bir fark olmadığı ifade edilmiştir. Ayrıca aynı noktalardan farklı zamanlarda yapılan ölçümler arasında da istatistiksel olarak önemli bir fark olmadığı belirtilmiştir.

Fazekas ve arkadaşları¹⁷ 1991 'de yaptıkları çalışmada, anjiotensin II'nin erkek ratlarda submandibular tükürük bezi ve dildeki kan akımına etkilerini LDF kullanarak araştırmışlardır. Sonuçta, submandibular tükürük bezindeki vasküler reseptörlerin anjiotensin II'ye hassas olduğu, fakat dildeki reseptörlerin hassas olmadığı gösterilmiştir.

1991 yılında Olgart ve arkadaşları¹⁸ kedilerde klinik ve deneysel işlemlere yanıt olarak oluşan pulpal kan akımı reaksiyonlarında, afferent sinirlerin rolünü incelemişlerdir. Mandibular sinir rezeksiyonu ardından çeşitli uyarılar verilen alt kanin dişlerdeki pulpa kan akımı, LDF ile ölçülmüştür. Derin bir kaviteye uygulanan bradikinin, kontrol grubunda, inervasyonsuz dişlerden belirgin olarak daha büyük yanıt meydana getirmiştir. Ayrıca, başlangıç daha yavaş ve yanıt süresi de kontrol dişlerinden belirgin olarak daha kısa olmuştur (%60). Yüzeysel dentinin aralıklı olarak aşınması, kontrol dişlerindeki akımı anında artırmıştır. Oysa, inervasyonsuz dişlerde yanıt gecikmiştir ve belirgin derecede (%70) azdır. Daha derin preparasyon, kontrol ve

innervasyonsuz dişlerde benzer büyüklükte (sırasıyla %69 ve %50) yanıt üretmiştir. Ancak, inervasyonsuz dişlerde yanıt gecikerek başlamıştır. Düşük-yoğunluklu ultrasonik uyarı sağlam dişlerde vazodilatasyona neden olurken (%38 artış) inervasyonsuz dişlerde hiçbir etki oluşturmamıştır.

Wannfors Ve Gazelius¹⁹ 1991 yılında, LDF ile kronik osteomyelitli çene kemiklerindeki kan akımını ölçmüşlerdir. Osteomyelitli kemik ve simetrik sağlıklı kemik arasındaki, kan akımı farkını değerlendirmişlerdir. Hastalar, hastalığın klinik aktivitesine göre iki grupta sınıflandırılmışlardır. Hastalığın başlangıç ve inflamatuvar alevlenme safhası ile birlikte artmış kan akımı mevcutken, non-aktif safhalar boyunca belirgin derecede azalmış kan akımı kaydedilmiştir. Ayrıca, çene kemiğinin uzun süreli lokal inflamasyonu süresince de kan akımında sürekli bir azalma olduğu saptanmıştır. 12 sağlıklı bireyde sol çenedeki kan akımı, sağ çenedeki kan akımı ile karşılaştırılmış ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.

Watson, Pitt Ford ve McDonald²⁰ 1992 yılında sınırlı egzersizin pulpa ve dişeti kan akımı üzerindeki LDF ile etkisini incelemişlerdir. Pulpal kan akımında hem azalma hem de artma meydana gelen bireyler olmuştur. Bu değişimin ortalaması %38 olarak belirtilmiştir. Dişetinin kanlanması ise ortalama %65 'lik bir artış gözlenmiştir. Böylece LDF ile yapılan ölçümlerde fizyolojik durumun önemi ortaya konmuştur.

1995 yılında Aanderud-Larsen ve arkadaşları²¹ Le Fort I osteotomi sonrası diş vitalitesinin değerlendirilmesi amacıyla LDF yöntemini kullanmıştır. Kontrol grubu ile karşılaştırılan ameliyat edilen grubun dişlerinde pulpal kan akımı seviyeleri arasında belirgin fark bulunamamıştır. Bu çalışmada normal inervasyonu olmayan dişlerin yeterli bir kanlanmaya sahip ve canlı olabileceği açıkça gösterilmiştir.

1996 yılında Yoshida ve arkadaşlarının²² maymunlarda yaptıkları tek-diş dento-osseo osteotomide, biyolojik pulpa cevabını ve pulpanın biyolojik aktivitesinin devam etmesi için, transvers kemik rezeksiyonunun uygun seviyesini araştırmışlardır. 8 hafta süren deney boyunca, pulpanın biyolojik aktivitesinin apikalden 10 mm uzakta yapılan osteotomide, 5 mm uzakta yapılandan çok daha iyi korunmuş olduğu görülmüştür. Ancak daha uzun bir dönem boyunca gözlem yapıldığı taktirde pulpal yanıtın benzer olabileceğini düşünmüşlerdir.

Erdem'in² 1997 yılında yaptığı çalışmada, çürük ve sağlıklı dişlerin pulpa kan akımlarını ölçmüş ve tedavi sonrası değerlerle karşılaştırılmıştır.

LDF ile pulpa sağlığının ve tedaviye verilen ce-

vabın direk olarak ölçülmesinin, prognoz ve tedavi planlamasının hassas şekilde değerlendirilmesi için mükemmel bir temel oluşturmakta olduğu ifade edilmiştir.

Gazeilus'un sözlü ifadesine göre, elektrik pulpa testlerinde devital gözüken, LDF'nin kan perfüzyonu olduğunu gösterdiği dişlerde, pulpanın canlılığı ile ilgili olarak LDF'nin güvenilirlik oranı %100'dür.²³

Musselwhite ve arkadaşlarının²⁴ 1997 yılında, LDF'nin pulpal kan akımındaki indüklenmiş değişiklikleri ölçüp, ölçemediğini saptamak amacıyla bir çalışma yapmıştır. Bu amaçla 1/100,000 oranında epinefrin içeren %2'lik lidokain, sağlıklı bireylerin anterior dişlerinin vestibülüne infütre edilmiştir. LDF'nin probu bir splint ile sabitlendikten sonra kalp atımını gözlemek için elektro kardiogram bağlanmıştır. LDF, pulpa kan akımında ve nabız amplitüdünde azalma göstermiştir. Bu azalma enjeksiyondan 10 dakika sonra en belirgin hale gelmiştir. Sonuç olarak LDF, pulpal kan akımını ölçebilmiş ve epinefrinle meydana getirilen kan akımı değişikliklerini kaydedebilmiştir.

Öztürk, Polat ve Yılmaz'ın²⁵ 1998 yılında yaptıkları çalışmada 6 ve 12 µg adrenalin içeren %4 artikainin uygulandığı bölgedeki diş ve dişeti kanlanmasına ve komşu diş ve dişeti kanlanması üzerine olan etkilerini incelemişlerdir. Sonuçta iğne yapılan bölgedeki diş ve dişetindeki kanlanma anlamlı şekilde azalırken, komşu diş ve dişetinin kan akımındaki değişim anlamlı olmamıştır. Yine bu çalışmada dişeti ölçümlerinde hiç basınç yapmayacak tekniklerin kullanılmasının daha uygun olacağı ifade edilmiştir.

Ahn ve PogreF²⁶ 1998 yılında, 1/100,000 adrenalin içeren %2 lidokainin pulpa ve dişetindeki kanlanmayı azaltıp azaltamayacağını saptamak amacıyla bir çalışma yapmışlardır. Sonuç olarak pulpanın ve dişetinin kan akımının belirgin olarak azaldığını ifade etmişlerdir. Ayrıca pulpal kan akımındaki azalmanın gingival kan akımından daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada dişeti ölçümlerinde stabilizatör olarak kullanılan sliken ölçünün Öztürk, Polat ve Yılmaz'ın²⁵ belirttiği gibi dişetinin reziliensi ve buna bağlı olarak kan akımında basınçla meydana gelen değişiklikler göz önüne alındığında, ölçüm güvenilirliğini etkilediğini söyleyebiliriz.

Avantajları

Laser Doppler flowmetri cihazları deride ve diğer organlardaki kan akımındaki değişiklikleri görüntülemek için yaygın olarak kullanılmıştır. Avantajları *non-invaziv* olmaları, *kullanım kolaylığı* ve

devamlı veya belirli aralıklarla kayıt sağlamalarıdır.^{3,4,5,26} Ayrıca, cihaz bilgisayara bağlanarak, özel yazılımı vasıtasıyla veriler grafikler halinde izlenebilir ve istatistiksel olarak analiz edilebilir. Temel prensip, çeşitli tıbbi ve biyolojik uygulamalara teknik olarak adapte edilebilir.^{3,4}

Teknik, çalışılan dokuya bağlı olarak, hem non-invaziv hem de invaziv kullanılabilir. Sinir cerrahisi ve estetik cerrahideki gibi invaziv işlemler için özel problemler mevcuttur. Sipariş üzerine amaca yönelik özel problemler de üretilebilmektedir. Çok problemler sistemler ile, perfüzyon ölçümleri aynı anda 1'den fazla bölgede yapılabilmektedir. Cihaza, kayıt probunun yanında özel eklentiler vasıtasıyla, ısıtıcı problemler ve iontoforez sistemleri de eklenebilmektedir.^{3,4,5}

Dezavantajları

Temel dezavantaj elde edilen çıkış değerlerinin mutlak olmaması ve her zaman kan akımı ile doğrusal ilişkiye sahip olmamasıdır. Örneğin, çıkış sinyalinin %100 artması, kan akımının %100 arttığı anlamına gelmeyebilir.⁹

Doğrusal olmaması, hareketli hücrelerle fotonların çoklu çarpışmasının etkileri nedeniyle oluşur. Bir dokuda kırmızı hücre hacminin %1'i aştığı durumda doğrusallık kaybolur. Bu oran pulpada ve diğer çoğu dokuda muhtemelen daha fazladır.^{6,27}

Tüm hareketleri kaydeder. Optik fiberler, hatalı sinyallere neden olabilecek şekilde harekete duyarlıdır.^{3,5,8}

Lazer stabilitesindeki bozukluk ve çevreden gelen ışınlar ölçüm hatalarına neden olabilir.⁵ LDF sinyali ve fizyolojik önemi arasındaki ilişki halen tam olarak ortaya konamamıştır.^{3,5,9}

Sonuç

Laser Doppler flowmetri cihazları ülkemizde, özellikle dişhekimliğinde yeni yeni kullanıma girdiği için, özelliklerinin tam olarak kavranması, elde edilen verilerin ne anlama geldiğinin bilinmesi ve doğru yorumlanması temel konudur.

Araştırma konularının bulunması, araştırmacının bilgisine, hayal gücüne ve imkanlarına bağlı olmakla birlikte, bu cihazların diş hekimliğinde kullanımının açık olduğu söylenebilir.

KAYNAKLAR

1. Adriaen R.J., Selected Papers on Laser Doppler Velocimetry. II. Series. SPIE Optical Engineering Press, 1993.
2. Erdem M., Klinik Tanida Laser Doppler Flowmetry Metodundan Yararlanılması. Doktora Tezi, Ankara, 1997,
3. User's manual. Stockholm: Perimed. 1991.
4. Periflux Systems, System 4000, Perimed.
5. Öberg P.A., Laser-Doppler Flowmetry. Critical Reviews in Biomedical Engineering. 18(2): 125-163, 1990,
6. Vongsavan N., Matthews B., Some aspects of the use of Laser Doppler Flow Meters for recording tissue blood flow. Experimental Physiology. 78: 1-14, 1993.
7. Haumschild D.J., An Overview of Laser Doppler Flowmetry, ISA, 86: 35-40, 1986.
8. Miscrendino L.J., Pick R.M., Lasers in Dentistry. 1st ed. Quintessence Publishing Co, Inc. Chicago, Berlin, London, Tokyo, Sao Paulo, Moscow and Warsaw. 1995.
9. Matthews B., Vongsavan N., Advantages and limitations of laser Doppler flow meters. Int. Endod J. 26(1): 9-10. 1993.
10. Baab D.A., Öberg P.A., The effect of cigarette smoking on gingival blood flow in humans. J. Clin Periodontol. 14: 418-424, 1987.
11. Vongsavan N., Matthews B., Experiments on Extracted Teeth in vitro Validity of Using Laser Doppler Techniques For Recording Pulpal Blood Flow. Archs. Oral Biol. 38(5): 431-439, 1993.
12. Baab D.A., Öberg P.A., Holloway G.A., Gingival blood flow measured with a laser doppler flowmeter. Journal of Periodontal Research. 21:73-85, 1986.
13. Baab D.A., Öberg P.A., Laser Doppler Measurement of Gingival Blood flow in Dogs with Increasing and Decreasing Inflammation. Archs Oral Biol. 32(8): 551-555, 1987.
14. Wilder-Smith P.E.E.B., A new method for the non-invasive measurement of pulpal blood flow. International Endodontic Journal. 21:307-312. 1988.
15. Boutault F., Cadenat H., Hibert P.J., Evaluation of Gingival Microcirculation by a Laser Doppler Flowmeter, J. Cranio-Max.-Fac. Surg. 17: 105-109, 1989.
16. Ramsay D.S., Artim J., Martinen S.S., Reliability of Pulpal Blood-flow Measurements Utilizing Laser Doppler Flowmetry. J. DentRes, 70(11): 1427-1430, 1991.
17. Fazekas A., Olgart L., Gazelius B., Kerezoudis N., Edivali L., Effects of angiotensin II on blood flow in rat submandibular gland. Acta Physiol Scand. 142: 503-507, 1991.
18. Olgart L., Edwall L., Gazelius B., Involvement of afferent nerves in pulpal blood-flow reactions in response to clinical and experimental procedures in the cat. Arch Oral Biol. 36(8): 575-581, 1991.
19. Wannfors K., Gazelius B., Blood flow in jaw bones affected by chronic osteomyelitis. British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery. 29: 147-153, 1991.
20. Watson A.D.M., Pitt Ford T.R., McDonald F., Blood flow changes in the dental pulp during limited exercise measured by laser

Doppler flowmetry. International Endodontic Journal. 25: 82-87, 1992.

21. Aanderud-Larsen K., Brodin P., Aars H., Skjelbred P., Laser Doppler flowmetry in the assessment of tooth vitality after Le Fort I osteotomy. J Craniomaxillofac Surg. 23(6): 391-395, 1995.

22. Yoshida S., Oshima K., Tanne K., Biologic responses of the pulp to single-tooth dento-osseous osteotomy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 82: 152-160, 1996.

23. Andreasen J.O., Andreasen F.M., Textbook and Color Atlas Of Traumatic Injuries to The Teeth. 3rd ed. Munksgaard Copenhagen: Mosby, 1994.

24. Musselwhite J.M., Klitzman B., Maixner W., et al., Laser Doppler Flowmetry, A clinical test of pulpal vitality. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 84(4): 411-419, 1997.

25. Öztürk M., Polat S., Yılmaz D., Farklı oranlarda Epinefrin HCL içeren %4 aralıklı HCL'ün diş ve dişetinin kanlanması üzerine olan etkilerinin lazer Doppler flowmetry tekniği ile incelenmesi. Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 1(1): 19-23, 1998.

26. Ahn J., Pogrel M.A., The effects of 2% lidocaine with 1:100,01 epinephrine on pulpal and gingival blood flow. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 85: 197-202, 1998.

27. Vongsavan N., Matthews B., The Vascularity of Dental Pulp in Cats. J. Dent. Res. 71(2): 1913-1915, 1992.

Yazışma Adresi:

Dt. Serkan POLAT
Cumhuriyet Üniversitesi
Dişhekimliği Fakültesi
Sivas