

ORTODONTİDE LASER DOPPLER FLOWMETRY

Yrd. Doç. Dr. Cenk DORUK*

Dt. Hasan BABACAN**

ÖZET: Tıpta ilk defa 1972 yılında kullanılmaya başlanan laser Doppler flowmetry (LDF), son yıllarda dişhekimliğinin de bütün dallarında yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu derlemede LDF nin tarihçesi, cihazın yapısı, ölçüm yapılırken dikkat edilmesi ve belirtilmesi gereken noktalar, avantaj ve dezavantajları, dişhekimliği ve ortodontide kullanımı ele alınmıştır.

Anahtar Kelimeler: Laser Doppler flowmetry, ortodonti, dişhekimliği

SUMMARY: LASER DOPPLER FLOWMETRY IN ORTHODONTICS. Laser Doppler flowmetry (LDF) has been first used in medical science in 1972 and also commonly being used in dentistry in the recent years. The history, using principles, advantages and disadvantages, structure and the use of LDF in the dentistry and orthodontics has been presented in this article.

Key Words: Laser Doppler flowmetry, orthodontics, dentistry

GİRİŞ

Laser Doppler flowmetry (LDF) Doppler kaymasını temel alan bir tekniktir. Hareket halindeki bir nesneden yansıyan radyasyonun frekansında Doppler etkisi ile bir değişim olur. Bu değişime Doppler kayması denir (1). Bu kaymadan yararlanarak, doku kan akımının sürekli ve noninvaziv ölçümü yapılır (1-5). Bu amaçla düşük güçlü monokromatik lazer ışını taşıyan bir optik prob kullanılır. Ölçüm probu içerisinde, ışını dokuya taşıyan verici fiber ve dokudan geri saçılan ışınları fotodetektöre taşıyan

toplayıcı fiber bulunmaktadır. Işın demeti proba dokuya iletildiğinde ışının bir kısmı dokuda absorbe olurken, büyük bir kısmı dokudan yansır. Işığı yansıtan statik nesnelere dalga boyunu değiştirmezken, ışığı yansıtan hareketli kan hücreleri Doppler kaymasına neden olurlar. Doppler kayması meydana gelmiş olan ışın demeti, sinyalleri oluşturur. Bu sinyallerden elde edilen değerler, kan akımı veya flux olarak tanımlanır (6, 7). Dalga boyundaki 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 geçen bir hücre ile aynıdır (1-5) (Resim 1, 2).

LDF ile ilgili kayda değer gelişmeler 1964 yılında Yeh ve Cummins'in çalışmaları ile başlamıştır. Laser Doppler ilk kez 1972 yılında Riva tarafından, tavşan retinasında kan akımını ölçmek amacıyla kullanılmıştır (8). 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 (3). Günümüzde, rutin klinik işlemlerde de kullanılabileceği ifade edilmiştir (4) (Resim 3).

Bu derlemede laser Doppler flowmetry cihazlarının yapısı, cihazla ilgili teknik bilgiler, diş hekimliği ve ortodontideki kullanım alanları ile ilgili bilgiler sunulmuştur.

LASER DOPPLER FLOWMETRY CİHAZLARININ YAPISI

1- Lazer Işını Kaynakları

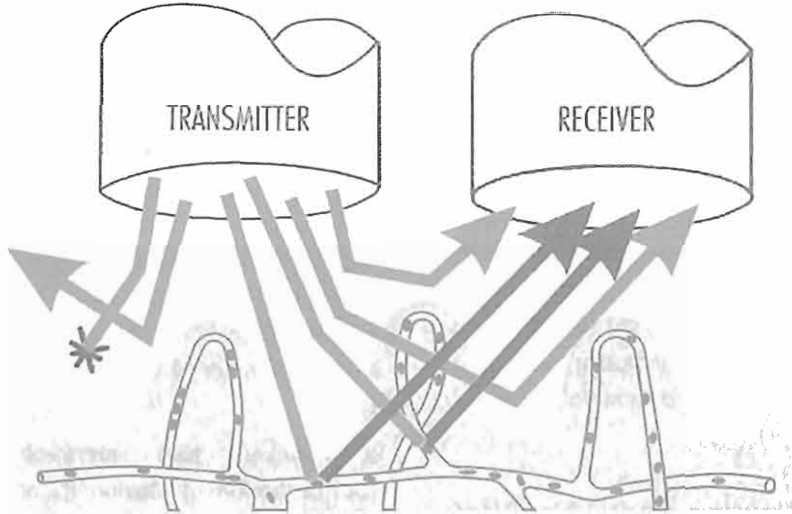
1975'ten 1980'li yılların sonlarına kadar, ucuzluğu, kullanım kolaylığı, güvenilirliği ve kayda değer stabilitesi ile

* Cumhuriyet Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi.

** Cumhuriyet Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi.



Resim 1. Laser Doppler flowmetry cihazı.



Resim 2. Laser Doppler flowmetry cihazının kan akımı ölçüm prensibi.



Resim 3. Laser Doppler flowmetry cihazı ve bilgisayar donanımı.

helium-neon gibi gaz lazerler tercih edilmiştir. Yüksek maliyeti, büyük boyutlu olmaları ve yüksek voltaja ihtiyaç duymaları dezavantajlarıdır. Doksanlı yıllarda alternatif olarak semiconductor lazer diodlar piyasaya çıkmıştır (3). 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 (9, 10). Piyasada bulunan, diod lazerle çalışan LDF cihazları yaklaşık 800 nm dalga boyuna sahip lazer ışını üretirler (3). Diod lazerlerin ucuz olmaları, küçük boyutları ve yüksek voltaja ihtiyaç duymamaları avantajları arasında sayılmaktadır (11). Prob ucu çıkış gücü yaklaşık 1 mW'tır. Cihazların kullandığı lazer; düşük güçlü ve monokromatik lazerdir. Lazer ışının rengi dalga boyuna göre, yeşil ve kırmızı olabileceği gibi gözle görülemeyen dalga boyuna da sahip olabilirler (3, 11).

2- Fotodedektörler

Dokudan gelen ışını elektriksel sinyallere dönüştüren kısımdır. 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 (3).

3- Fiber Optik Düzen

Lazer ışını, lens aracılığıyla optik fibere, buradan da fiber aracılığı ile dokuya iletilir. Dokudan geri yansıyan ışın yine optik fiber aracılığı ile fotodedektöre iletilir. Prob çapı 0.5-1.5 mm arasında değişmektedir (3).

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 (3).

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 etkilerinin de hesaba katılmasıdır. Ancak henüz böyle ideal bir algoritma mevcut değildir (3).

Laser Doppler Flowmetry Ölçümlerinden Elde Edilen Veriler (Resim 4).

1. Perfüzyon Ünitesi

Ölçümler aletin kendine has olan perfüzyon (kan akımı) üniteleri ile ifade edilir. Perfüzyon, ölçülen hacimdeki hareketli kan hücresi ile hücrelerin ortalama hız değerlerinin çarpımı olarak tanımlanır (3-5).

Kan hücresi perfüzyonu = Ölçülen hacimdeki hareketli kan hücresi sayısı X Hücrelerin ortalama hızı

2. Total Backscatter (TB)

Total backscatter fotodedektöre geri dönen ışın miktarıdır. TB değeri lazerin gücüne, doğrultusuna ve odaklanmasına, 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. TB değeri ekrandan görülebileceği gibi kağıda da dökülebilir (3-5).

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

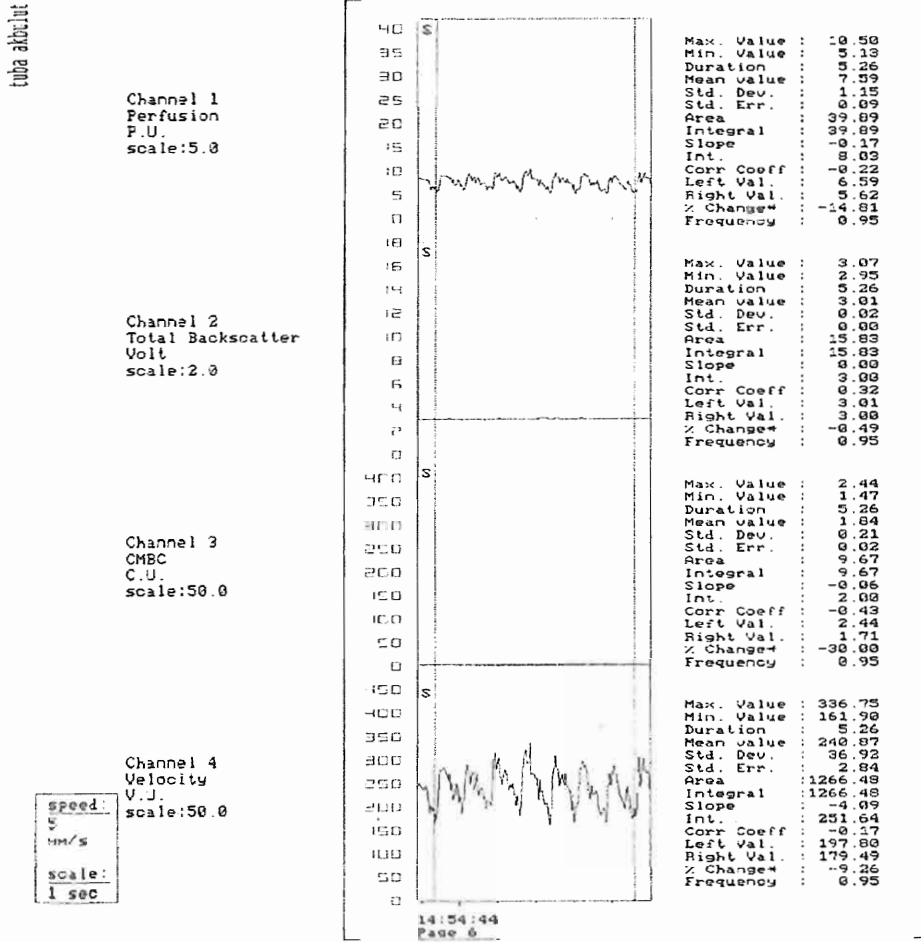
Hareketli kan hücrelerinin konsantrasyonu doku boyunca normal hızda hareket eden kan hücrelerinin sayısı ile orantılıdır. Bu terim, cihazın ölçüm aralığında (20 Hz ile 24 kHz arası) olan Doppler kaymasını oluşturan tüm hücreleri ifade eder. CMBC değeri hücrelerin sayısı ile doğru orantılı olarak artar (4).

4. Hız (Velocity)

Hücrelerin ortalama hızıdır (4).

Perfüzyon Değerinin Göreceli Yapısı

Cihazın verdiği perfüzyon değeri mutlak değildir. Yani perfüzyon değeri, belli bir sürede belli bir hacimdeki dokudan geçen gerçek hücre sayısı gibi fizyolojik bir tanımlamayı ifade etmez (3-5).



Resim 4. LDF ölçümlerinden elde edilen veriler.

Perfüzyon ünitesiyle ile fizyolojik durum 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 (3, 4). Yapılabilecek en önemli işlem standardizasyonu sağlamaktır.

Standardizasyon

LDF kullanılarak dokulardaki kan akımının değerlendirildiği uzun dönem çalışmalarda cihazın standardize edilmesi gerekmektedir. Standardizasyonun sağlanması için

ilk kez Perimed firması tarafından Motility Standart önerilmiştir. Motility standart özel bir süspansiyondur. Bu süspansiyon, 20°C de % 0.5 yoğunluktaki 0.48 mm çaplı polystyrene mikro kürecikleri içerir. Bu mikro kürecikler 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).

Ölçüm Derinliği

Ölçüm derinliği, genellikle doku yüzeyinin altında, yüzey ışığınının penetre olduğu ve yüzeye geri dönebildiği de-

rinliğin yaklaşık 2/3 lük kısmı olarak tarif edilir. Ölçülen derinlik, kapiller yatağın yapısı ve yoğunluğu gibi doku özelliklerine, ışığın dalga boyuna ve probdaki fiberler arası uzaklığa bağlıdır. İlgili bölgeyi besleyen damar tıkanıp- tığında, kansızlık ışığın geçmesine izin vereceği için ölçüm derinliği artacaktır. Bu yüzden, incelenen dokunun daha derinlerindeki perfüzyon değeri ölçülür. Ayrıca lazerin dalga boyu kısaltıkça penetrasyon yeteneği azalmaktadır (4).

Ölçüm Yapılırken Dikkat Edilmesi Gereken Noktalar

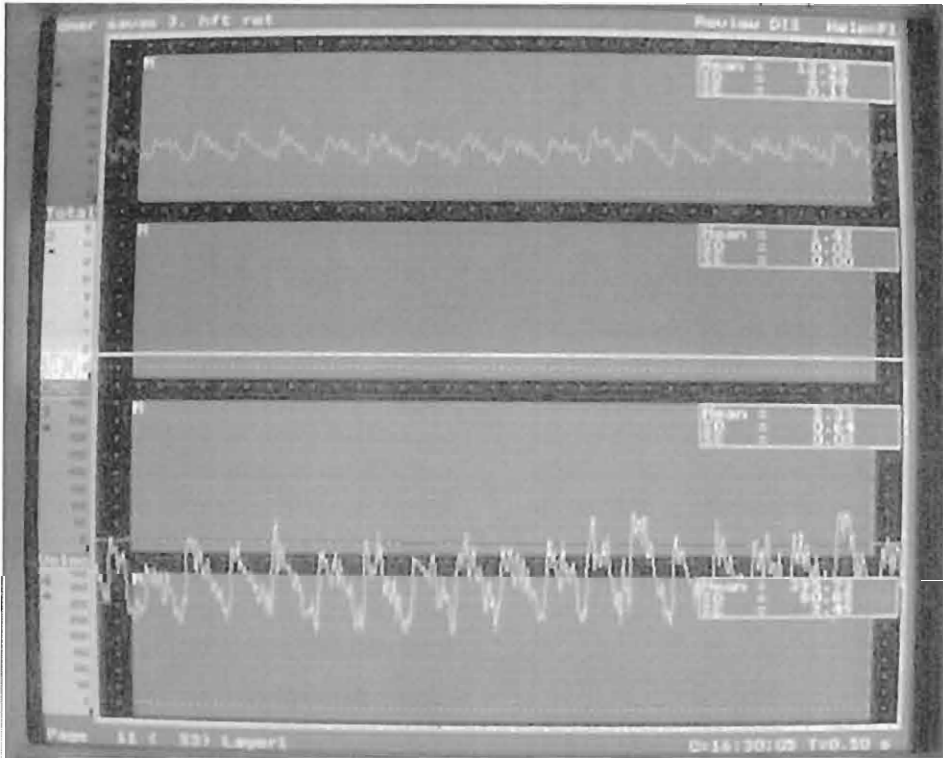
Cihaz probun ölçüm sahası içindeki hareketli nesnelere ölçer. Ölçülen derinlikte sadece mikrovasküler hareket ölçülür. Ölçülen hareketli nesnelere temelde kırmızı kan hücreleridir. Ancak lökositler ve plateletler de ölçülür (2-3). Cihaz kan plazması gibi uniform kırılma indeksine sahip sıvı akımına duyarlı değildir (4, 5).

Cihaz tüm hareketleri prob vasıtasıyla kaydettiği için probun ölçüm yapıldığı sırada hareketsiz kalması önemlidir. Prob ölçüm sırasında hareket ettiği takdirde, kan hücrele-

lerinden başka yapılar da Doppler kaymasına neden olurlar ve ölçüm hataları oluşur. Oluşabilecek ölçüm hatalarını önlemek için prob herhangi bir splint ile diş yüzeyine sabitlenmelidir (12, 13). Bu işlem için akrilik diskler, splintler, silikon esaslı ölçüler kullanılmaktadır (6, 12, 14, 15).

Cihazın ölçüm derinliği 1 mm civarında olmasına rağmen, daimi dişte ortalama 2-3.5 mm kalınlıkta olan mine ve dentin aşılarak bir dişin pulpasının kan akımı ölçülebilmektedir. Cihazın pulpadaki kan akımını ölçme yeteneği dentin tübüllerinin ışık rehberliği etkisine dayandırılmıştır. Lazer ışını mine prizmalarını ve dentin tübüllerini geçerek pulpaya ulaşmaktadır. Ölçümler pulpa odasının lokalizasyonu göz önüne alınarak yapılmalıdır (16, 17)

Yapılan ölçüm değerleri LDF cihazına bağlı olan bilgisayar ekranında anında görüntülenebilir. Elde edilen sinyaller Gazelius ve ark. (15) in belirttiği gibi kalp atış traselerini gösterdiğinden emin olduğunda kayıtlar alınmalıdır (Resim 5).



Resim 5. LDFnin kalp atış traselerini gösteren sinyal görüntüsü.

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 olur, farklı bir kişinin sağlıklı dişi ile karşılaştırmanın bir anlamı yoktur.

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 (4).

Cihaz için gerekli parametreler

- Cihazın tipi
- Lazer ışığının dalga boyu
- Proben tipi
- Proben fiber separasyonu
- Süre
- Sıcaklık
- Cihazın band genişliği (20 Hz. - 24 kHz.)
- 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, diyet gibi durumlar
- Hastanın fiziksel konumu

Avantajları

Tekrar edilebilen noninvaziv ölçümlere olanak sağlarlar ve laboratuvar ortamı gerektirmeden kayıt yapabilirler. Kullanımı oldukça kolaydır. Cihaz bilgisayara bağlanarak özel yazılımı sayesinde veriler grafikler halinde izlenebilir ve istatistiksel olarak analiz edilebilir (3, 4).

Dezavantajları

Temel dezavantajları, elde edilen çıkış değerlerinin mutlak olmaması ve her zaman kan akımı ile doğrusal ilişkiye sahip olmamasıdır. Optik fiberler hatalı sinyallere neden olabilecek şekilde harekete duyarlıdır. Proben pozisyonu ölçüm sonuçlarını etkileyebilir. Pahalı bir cihazdır (1, 4, 9).

KULLANIM ALANLARI

LDF den tıpta; başta kalp ve damar cerrahisi olmak üzere, dermatoloji, farmakoloji, anestezi, sinir cerrahisi, plastik cerrahi, gastroenteroloji, nöroloji ve ortopedi branşlarında yaygın olarak yararlanılmaktadır (4).

Diş Hekimliğinde Laser Doppler Flowmetry

Tekniğin uygulama kolaylığı ve noninvaziv olması, LDF yi diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan bir yöntem yapmıştır. Literatürü incelediğimizde LDF nin diş hekimliğinin tüm branşlarında kullanılmış olduğunu görmekteyiz.

Chandler ve ark. (18) çürük veya restorasyonlu dişlerde uygun prob konumlandırılmasıyla lazer ışığının dentin tübülleri vasıtasıyla pulpaya iletiildiğini ve LDF metodunun posterior dişlerin sağlığını değerlendirmede kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Evans ve ark. (19) 1999 yılında yaptıkları bir çalışmada, travmaya uğramış anterior dişin vitalitesini belirlemede LDF metodunu diğer yöntemlerle karşılaştırmışlar, sadece LDF metodunun gerçekçi sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Ikawa ve ark. (12) ve Musselwhite ve ark. (20) vitalite ile ilgili yaptıkları çalışmada, LDF nin pulpa vitalitesini belirlemede güvenilir ve başarılı bir teknik olduğunu belirtmişlerdir.

Erdem, (21) dentin ve mine çürüklerinin pulpada meydana getirdikleri etkileri LDF metodu kullanarak incelemiş ve LDF nin güvenilir bir ölçüm metodu olduğunu belirtmiştir.

Firestone ve ark. (22) farklı oturma pozisyonlarında yaptıkları ölçümlerde farklı kan akımı değerleri saptamışlardır. Sırtüstü yatar pozisyonunda, ayakta ve oturma pozisyonuna göre daha yüksek kan akımı değerleri kaydetmişlerdir. Aynı çalışmada her tip dişin kan akımı değerinin diğer dişlerden farklı olabileceğini belirtmişlerdir. Sağ ve sol aynı tip dişlerde ise PKA değerlerini birbirine çok yakın bulmuşlardır.

Ramsay ve ark. (7) LDF probunun diş üzerindeki konumunun ölçüm sonuçlarını etkileyip etkilemediğini ve aynı bölgeden yapılan ölçüm değerlerinin zamanla değişip değişmediğini incelemişler ve dişin vestibül yüzünün ortasından kesici kenara yaklaşıldıkça ölçüm değerlerinin azaldığı, dişetine yaklaşıldıkça arttığını bulmuşlardır. Öl-

çüm noktalarını meziodistal yönde kaydırmanın ölçüm sonuçlarında bir farka yol açmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca, aynı noktalardan farklı zamanlarda yapılan ölçümler arasında da istatistiksel olarak önemli bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Gazelius ve ark. (15) insanlarda kardiyak döngüyle birlikte LDF nin nabızsal sinyalinin mükemmel bir senkronizasyonda olduğunu göstermişlerdir. Dişe vazokonstriktör içeren lokal anestezi solüsyon infiltrasyonunun ortalama kan akım miktarını etkilediğini bildirmişlerdir.

Öztürk ve ark. (23) kortikotomi işleminin maksiller dişlerin kan akımına etkisini incelemişler, operasyon sonrası oluşan kan akımı azalmasını anlamlı bulmamışlardır.

Juntus ve ark. (24) Le Fort I osteotomi sonrasında pulpal ve gingival kan akımı değişikliklerini araştırmışlar, sonuçta 1. ve 3. haftalar arasında PKA nın arttığını fakat gingival kan akımında anlamlı bir değişim olmadığını belirtmişlerdir.

Emshoff ve ark. (25) Le Fort I osteotomi öncesi ve sonrası PKA yı ölçmüşler, vertikal osteotomi kesilerine komşu dişlerin kan akımında kısa ve uzun dönemde azalma bulmuşlardır.

Buckley ve ark. (26) Le Fort I osteotomi sonrası maksiller santral kesicilerde kan akımını incelemişler, operasyon sonrasında artmış, 6 ay sonra ise başlangıç değerinden daha azalmış değerler bulmuşlardır.

Vag ve Fazekas, (27) sabit protetik restorasyonların, marjinal gingivadaki kan akımı değişikliklerine olan etkilerini LDF metoduyla incelemişler, gingival indeks ve LDF değerleri arasında anlamlı korelasyon bulmuşlardır.

Perry ve ark. (5) diş fırçalama ile gingival kan akımındaki artışı araştırdıkları çalışmalarında, diş fırçalamanın gingival kan akımını artırdığını belirtmişlerdir.

Marakoğlu ve ark. (28) subgingival kürataj sonrası dişeti kanlanması LDF ile değerlendirdikleri çalışmalarında, 3. hafta sonunda dişeti kanlanmasının başlangıç değerlerine göre azaldığını bildirmişlerdir.

Ortodontide Laser Doppler Flowmetry

Ortodontik tedaviler sonrası diş ve çevre dokularında meydana gelen değişiklikler araştırmacılar tarafından farklı metot ve teknikler kullanılarak incelenmiştir (29-32).

Uygulanan ortodontik kuvvet sonrası pulpa kan akımında meydana gelen değişiklikler de çeşitli invivo çalışmalarda değerlendirilmiş (33-36) ancak invivo çalışmaların özel laboratuvar ortamı gerektirmeleri ve zahmetli olmaları son yıllarda araştırmacıları noninvaziv ölçüm yapabilen LDF ile çalışmaya yönlendirmiştir.

Sano ve ark. (13) sürekli intrüzyon kuvvetinin PKA ya olan etkilerini LDF kullanarak inceledikleri çalışmada, kan akımında azalma olduğunu ve bu yöntemle yapılan ölçümlerinin optimal kuvvet değerini belirlemede kriter olabileceğini bildirmişlerdir.

Ikawa ve ark. (12) kısa süreli intrüziv kuvvetlerin, pulpa da meydana getirdiği değişiklikleri LDF metodu kullanılarak gözlemledikleri çalışmada, PKA da anlamlı azalma bulmuşlardır. Rubber dam kullanılan grup ile kullanılmayan grup arasında fark bulamamışlardır.

Brodin ve ark. (37) lateral dişlere 2 Newton kuvvetindeki intrüzyon ve ekstrüzyon kuvvetlerini 5 dakika süre ile uyguladıktan sonra, intrüzyonun PKA yı geçici olarak azalttığını, ekstrüzyonun ise etki etmediğini belirtmişlerdir.

Barwick ve Ramsay, (38) maksiller santral dişlere farklı şiddette ortodontik intrüzyon kuvveti uygulamışlar, kuvvetin şiddetinin PKA yı etkilemediğini belirtmişlerdir.

McDonald ve Pitt Ford, (39) maksiller kanin dişlere 50 gr tipping kuvveti uygulamanın PKA da yaptığı değişiklikleri inceledikleri çalışmada PKA da bir azalma bulmuşlardır. Bu azalmayı uzun bir artış periyodu izlemiştir. Bu cevabın pulpada reaktif hiperemilerde görülen cevaba benzediğini fakat cevap zamanının hiperemik fazdan daha uzun olduğunu bildirmişlerdir.

Doruk ve ark. (40) RME sırasında ankraj dişlerin pulpa kan akımlarında meydana gelen değişiklikleri LDF ile incelemiş, sutural ayrılmanın radyolojik olarak izlendiği ekspansiyonun 1. haftasında pulpa kan akımında iki kata yakın bir artış, ekspansiyonun sonunda ise kan akımının başlangıç değerine yaklaştığını bulmuşlardır.

Yamaguchi ve Nanda, (41) genç ve erişkin hastalarda kuvvet uygulamasını takiben santral dişlerin dişeti kan akımı değişimini LDF ile değerlendirmişler, genç hastalarda kan akımındaki azalmanın daha fazla olduğunu ve ölçümler sırasında en ideal sonuçların 20-24°C oda sıcaklığında alındığını belirtmişlerdir.

SONUÇ

Laser Doppler flowmetry diş pulpası ve çevre dokuların kan akımını ölçmede uygulaması kolay ve güvenilir bir metottur. Günümüzde ortodontide LDF ile yapılan çalışmaların sayısı fazla olmasa da cihazın kullanım kolaylığı, avantajları ve elde edilen verilerin güvenilirliği göz önüne alındığında gelecekte araştırmacılar tarafından daha geniş kabul göreceğini ve önemli bir yardımcı olacağını düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Adrian RJ. Selected Papers on Laser Doppler Velocimetry. II. Series. SPIE Optical Engineering Press, 1993.
2. Ambrosini P, Chenere S, Miller N, Weissenbach M, Penaud J. A laser Doppler study of gingival blood flow variations following periosteal stimulation. *J Clin Periodontol* 29: 103, 2002.
3. Öberg PA. Laser Doppler Flowmetry. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. 18(2): 125-163, 1990.
4. Periflux Systems. System 4000, Perimed. User's Manual. 1991.
5. Perry DA, McDowell J, Goodis HE. Gingival microcirculation response to tooth brushing measured by laser Doppler Flowmetry. *J Periodontol* 68(10): 990-995, 1997
6. Anderson KK, Vanarsdall RL, Kim S, Measurement of pulpal blood flow in humans using laser Doppler Flowmetry: A technique allowing stability and repeatability of pulpal blood flow measurement during surgical manipulations. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 10: 247-254, 1995.
7. Ramsay DS, Artun J, Martinen SS. Reliability of pulpal blood-flow measurements utilizing laser Doppler Flowmetry. *J Dent Res* 70(11): 1427-1430, 1991.
8. Riva CE, Ross B, Benedek GB. Laser Doppler measurements of blood flow in capillary tubes and retinal arteries. *Invest Ophthalmol* 11: 936-944, 1972.
9. Matthews B, Vongsavan N. Advantages and limitations of laser Doppler flow meters. *Int Endod J* 26: 9-10, 1973.
10. Miserendino LJ, Pick RM. Lasers in Dentistry. 1st ed. Quintessence Publishing Co, Inc. Chicago, 1995.
11. Haumshied DJ. An Overview of Laser Doppler Flowmetry. *Biomed Sci Instrum* 86: 35-40, 1986.
12. Ikawa M, Vongsavan N, Horiuchi H. Scattering of laser light directed onto the labial surface of extracted human upper central incisors *J Endod* 25: 483-485, 1999.
13. Sano Y, Ikawa M, Sugawara J, Horiuchi H, Mitani H. The effect of continuous intrusive force on human pulpal blood flow. *Eur J Orthod* 24 159-166, 2002.
14. Aars H, Gazelius B, Edwall L, Olgart L. Effects of autonomic reflexes on tooth pulp blood flow in man. *Acta Physiol Scand* 146, 423-429, 1992.
15. Gazelius B, Lindh-Stromberg U, Pettersson H, Öberg PA. Laser Doppler technique-a future diagnostic tool for tooth pulp vitality. *Int Endod J* 26(1): 8-13, 1993.
16. Odor TM, Pitt Ford TR, McDonald. Effect of wavelength and bandwidth on the clinical reliability of laser Doppler recordings. *Endod Dent Traumatol* 12(1): 9-15, 1996.
17. Vongsavan N, Matthews B. Experiments on extracted teeth into the validity of using Laser Doppler Flowmetry techniques for recording pulpal blood flow. *Archs Oral Biol* 38: 431-439, 1993.
18. Chandler NP, Pitt Ford TR, Watson TF. Pattern of transmission of laser light through carious molar teeth. *Int Endod J* 34(7): 526-532, 2001.
19. Evans D, Reid J, Strang R, Stirrups D. A Comparison of laser Doppler flowmetry with other methods of assessing the vitality of traumatised anterior teeth. *Endod Dent Traumatol* 15 (6): 284-290, 1999.
20. Musselwhite JM, Klitzman B, Maixner W, Burkes EJ. Jr. Laser Doppler flowmetry: a clinical test of pulpal vitality. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 84: 411-419, 1997.
21. Erdem M. Klinik tanıda laser Doppler flowmetry kullanılması. Doktora Tezi, Gazi Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara. 8-64, 1997.
22. Firestone AR, Wheatly AM, Thuer UW. Measurement of blood perfusion in the dental pulp with laser Doppler flowmetry. *Int J Microcirc Clin Exp* 17(6): 298-304, 1997.
23. Öztürk M, Doruk C, Özeç I, Polat S, Babacan H, Bıçakçı A. Effect of corticotomi on pulpal blood flow in surgically assisted rapid maxillary expansion. *J Cra Maxillofac Surg (In press)* 2002.
24. Justus T, Chang BL, Bloomquist D, Ramsay DS. Human gingival and pulpal blood flow during healing after Le Fort I osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 59(1): 2-7; discussion 7-8, 2001.
25. Emshoff R, Kranewitter R, Norer B. Effect of Le Fort I osteotomy on maxillary tooth-type- related pulpal blood flow. *Oral Surg Pathol Oral Radiol Endod* 89(1): 88-90, 2000.
26. Buckley JG, Jones ML, Hill M, Sugar AW. An evaluation of the changes in maxillary pulpal blood flow associated with orthognathic surgery. *Br J Orthod* 26(1): 39-45, 1999.
27. Vag J, Fazekas A. Influence of restorative manipulations on the blood perfusion of human marginal gingiva as measured by laser Doppler flowmetry. *J Oral Rehabil* 29(1): 52-57, 2002.

28. Marakoğlu İ, akmak H, Akpınar A, Grsoy UK, Demirer S, Sezer H. Evaluation of gingival micro circulation after subgingival curettage by Laser Doppler Flowmetry technique. *Balkan J Stomatol* (In press) 2001.
29. Mah R, Holland GR, Pehowich E. Periapical changes after orthodontic movement of root-filled ferred canines. *J Endod* 22, 298-303, 1996.
30. Mattison GD, Delivanis HP, Delivanis PD, Johns PI. Orthodontic root resorption of vital and endodontically treated teeth. *J Endod* 10: 354-358, 1984.
31. Spurrier SW, Hall SH, Joondeph DR, Shapiro PA, Reidel RA. A comparison of apical root resorption during orthodontic treatment in endodontically treated and vital teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 97: 130-134, 1990.
32. Unterseher RE, Nieberg LG, Weimer AD, Dyer JK. The response of human pulpal tissue after orthodontic force application. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 92: 220-224, 1987.
33. Kvinnsland S, Heyeraas K, Ofjord ES. Effect of experimental tooth movement on periodontal and pulpal blood flow. *Eur J Orthod* 11: 200-205, 1989.
34. Mostafa YA, Iskander KG, El-Mangoury NH. Iatrogenic pulpal reactions to orthodontic extrusion. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 99: 30-34, 1991.
35. Stenvik A, Mjr IA. Pulp and reactions to experimental tooth intrusion- a histological study of initial changes. *Am J Orthod* 57: 370-385, 1970.
36. Wong VS, Freer TJ, Joseph BK, Daley TJ. Tooth movement and vascularity of the dental pulp: a pilot study. *Aust Orthod J* 15: 246-250, 1999.
37. Brodin P, Linge L, Aars H. Instant assessment of pulpal blood flow after orthodontic force application. *J Orofac Orthop* 57(5): 306-309, 1996.
38. Barwick PJ, Ramsay DS. Effect of brief intrusive force on human pulpal blood flow. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 110(3): 273-279, 1996.
39. McDonald F, Pitt Ford TR. Blood flow changes in permanent maxillary canines during retraction. *Eur J Orthod* 16(1): 1-9, 1994.
40. Doruk C, Babacan H, Bıakı A. Rapid maksiller ekspansiyon sırasında pulpal kan akımı değişiminin Laser Doppler flowmetry metodu ile llmesi. *Türk Ortodonti Dergisi* 14(1): 37-43, 2001.
41. Yamaguchi K, Nanda RS. Blood flow changes in gingival tissues due to the displacement of teeth. *Angle Orthod* 62(4): 257-264, 1992.

Yazıřma Adresi:

Yrd. Doç. Dr. Genk DORUK
Cumhuriyet Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı
58140 SİVAS
Tel: 0 346 219 13 00 / 2769
Fax: 0 346 219 12 37
E-mail: cdoruk@cumhuriyet.edu.tr