

Desenvolvimento de um Sensor de Fluxo Sangüíneo via Técnica Laser Doppler para o Estudo da Microcirculação

Gessé E C Nogueira¹, Denise M Zezell², Luís R de P Eduardo³, Nilson D Vieira Jr⁴, Sonia L Baldochi⁵, Wagner de Rossi⁶

¹⁻⁶Centro de Lasers e Aplicações, Supervisão de Materiais Opto-eletrônicos
Comissão Nacional de Energia Nuclear- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Cidade Universitária, Travessa R 400, São Paulo, SP, Brasil, 05508-900
Fone (0xx11) 3816-9307, Fax (0xx11) 3816-9315
gesse@usp.br

Resumo – A fluxometria laser Doppler tem sido desenvolvida para permitir o acesso a parâmetros hemodinâmicos do sistema microvascular. Os fluxômetros convencionais indicam quantidades proporcionais ao fluxo sangüíneo e à concentração de hemácias móveis (CHM) contidas no volume investigado. O cálculo em tempo real dessas quantidades, normalmente derivadas do espectro do sinal Doppler fotodetetado, requer processadores de sinais digitais dedicados. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sensor laser Doppler, enfatizando métodos convencionais de extração de informações sobre parâmetros hemodinâmicos da microcirculação contidas no sinal Doppler. Um método alternativo é proposto, e implementado no domínio do tempo, para estimar somente a CHM. O método proposto simplifica o processamento do sinal Doppler requerido para estimar a CHM, tornando possível sua implementação em computadores pessoais, e portanto o amplo uso da técnica. Uma aplicação sugerida para o sensor simplificado é o teste da vitalidade da polpa dentária, baseado na análise dos registros da CHM na polpa investigada.

Palavras-chave: Fluxômetro Laser Doppler, Microcirculação, Vitalidade pulpar.

Abstract – Laser Doppler flowmetry has been developed to assess hemodynamic parameters of the microvascular system. Conventional flowmeters indicate quantities proportional to the blood flow and the concentration of moving red blood cells (CMBC) of the investigated volume. The real time calculation of these quantities, usually derived from the photodetected Doppler signal spectrum, requires a dedicated digital signal processing. This work presents the development of a laser Doppler sensor, emphasizing conventional methods for extraction of information on hemodynamic parameters of the microvascular system, contained in the Doppler signal. An alternative method is proposed, and implemented in the time domain, to estimate only the CMBC. The proposed method simplifies the Doppler signal processing required to estimate the CMBC, making possible its implementation on personal computers, and thus the wide the use of the technique. A suggested application for the simplified sensor is the vitality test of dental pulp, based on the analysis of the recordings of the CMBC of the investigated pulp.

Key-words: Laser Doppler Flowmeter, Microcirculation, Pulpal vitality.

Introdução

A necrose da polpa dentária pode ocorrer após processos traumáticos, tais como luxação, processos intrusivos e movimentação dentária em procedimentos ortodônticos. Nesses casos o diagnóstico da vitalidade da polpa é fundamental para o correto planejamento do tratamento adequado.

A vitalidade da polpa tem sido verificada principalmente por testes sensitivos, tais como o choque térmico e o estímulo elétrico. Mas esses testes dependem do limiar de sensibilidade de cada paciente, são indiretos, e nem sempre efetivos.

A fluxometria laser Doppler (FLD) tem sido apontada como técnica promissora para testar a vitalidade da polpa dentária [1]. Para este fim, tem sido verificado que o fluxo médio medido em um dente vitalizado é superior ao de um dente desvitalizado. Mas, decorrente de características da técnica e de

interferências de tecidos próximos altamente irrigados, o fluxo médio medido pode ser diferente de zero em dentes desvitalizados, dificultando o diagnóstico. Por esta limitação da técnica, a característica pulsátil do fluxo medido, seguindo o ciclo cardíaco, tem sido apontada como um fator mais seguro para diferenciar registros de fluxo medidos via FLD, provenientes de dentes vitalizados e desvitalizados [1]. No entanto o custo dos FLDs comerciais ainda é elevado, dificultando a difusão da técnica.

Este trabalho mostra o desenvolvimento de um sensor laser Doppler, focando métodos conhecidos para a extração de informações sobre parâmetros hemodinâmicos contidas no sinal Doppler. Um método alternativo simples é sugerido para estimar uma quantidade proporcional ao volume sangüíneo, visando simplificar o processamento do sinal Doppler detectado. Essa quantidade evidencia a característica pulsátil da microcirculação, que é desejável no teste da vitalidade

7785

815

pulpar. O método sugerido requer recursos computacionais sensivelmente menores que os usuais, possibilitando a diminuição do custo do equipamento.

Princípios da Fluxometria Laser Doppler

A fluxometria laser Doppler permite a investigação da microcirculação sanguínea (pequenos vasos, com diâmetros entre 5 a 50 μm , i. e., capilares, vênulas e arteríolas). Os FLDs comerciais normalmente são compostos por um diodo laser de baixa potência (1 a 2 mW), usualmente emitindo entre 633 a 810 nm, acoplado a uma fibra óptica que entrega a radiação laser ao tecido a ser estudado. A radiação laser ao atingir os tecidos biológicos que circundam os microvasos é espalhada. A radiação laser difusa ao atingir as células sanguíneas em movimento (predominantemente as hemácias) sofre desvio em frequência, segundo os princípios do efeito Doppler. Outra fibra óptica próxima à emissora coleta uma parcela da radiação retroespalhada e a conduz a um fotodiodo que a converte em sinais elétricos. Na detecção pode ocorrer um processo de heterodinagem ou homodinagem, dependendo da concentração das hemácias [2]. O sinal elétrico (também conhecido como fotocorrente) tem espectro na faixa audível e é processado para a extração de informações sobre o fluxo sanguíneo. Considerando as potências emitidas envolvidas e todo o processo de interações, a distância e o volume típicos aos quais o FLD é sensível é aproximadamente 1 mm e 1 mm³ respectivamente.

Os fluxômetros comerciais normalmente indicam uma quantidade denominada "fluxo", F , calculada a partir do primeiro momento da densidade espectral de potência estimada, $G(f)$, do sinal Doppler expressa na forma:

$$F = k \int_{\Delta f} f G(f) df - R \quad (1)$$

onde k depende de fatores do instrumento e da concentração de hemácias, Δf é o intervalo de frequências mensuráveis e R é o ruído do instrumento e do processo de espalhamento (i. e., para fluxo real zero a frequência média em (1) não é zero (ver e. g., [3]).

Os fluxômetros comerciais mais modernos também indicam outra quantidade, denominada concentração de hemácias móveis (ou volume sanguíneo), C , expressa na forma [4]:

$$C = \int_{\Delta f} G(f) df. \quad (2)$$

A quantidade F , proporcional ao produto velocidade média das hemácias e concentração, tem sido largamente usada em relatos experimentais, calibrada em unidades arbitrárias de fluxo ou de perfusão.

Uma vez que F é proporcional à velocidade média e à concentração de hemácias, existe uma ambigüidade na interpretação desta quantidade, pois um acréscimo de F pode significar um acréscimo da

velocidade ou da concentração de hemácias ou de ambas. Ainda, F somente tem relação linear com o fluxo quando a concentração de hemácias no volume mensurado é pequena. Para elevadas concentrações de hemácias, F varia com a raiz quadrada da concentração de hemácias no volume mensurado [2]. Portanto, medições quantitativas com o FLD requerem a calibração do sistema, embora ainda não exista um modelo (phantom) que simule satisfatoriamente as complexas estruturas dos tecidos biológicos e dos microvasos [4]. Mas C sempre é linear com a concentração de hemácias [2].

Metodologia

Foi construído um sensor laser Doppler, conforme descrito em [5], com as seguintes modificações. O diodo laser é de 3 mW, emitindo em 635 nm. O feixe laser foi focalizado diretamente no tecido em estudo, sem o uso de fibras ópticas, para evitar artefatos decorrentes de movimentos das fibras. A detecção é efetuada por um fotodiodo de silício, sem lentes auxiliares. A fotocorrente é amplificada (10^6 vezes) na faixa de 300 Hz a 25 kHz, antes da digitalização. A digitalização foi efetuada com taxa de 50 kHz, 12 bits, e os dados foram armazenados para posterior processamento digital.

As quantidades "fluxo", F , e concentração, C , foram computadas diretamente do espectro do sinal Doppler estimado. O espectro Doppler foi estimado usando um algoritmo estruturado na FFT (Fast Fourier Transform) em intervalos curtos de tempo. As janelas temporais usadas foram $T = 2,56$ ms.

Um outro algoritmo foi implementado, para estimar a quantidade $C'(t)$, diretamente do sinal Doppler no domínio do tempo, expressa na forma:

$$C'(t) = \int_T s^2(t) dt. \quad (3)$$

Embora teoricamente a equivalência entre as quantidades expressas em (2) e (3) seja facilmente justificável para uma vasta classe de sinais determinísticos, na prática o sinal fotodetetado é um processo estacionário, e pelo nosso conhecimento não existem dados comparativos na literatura sobre os erros envolvidos nas estimativas das quantidades C e $C'(t)$.

Todas as quantidades, F , C e $C'(t)$, foram filtradas usando um filtro passa-baixas FIR de ordem 10 (comprimento = 10), com frequência de corte em 1 Hz.

Resultados

A Fig. 1 mostra o sonograma do sinal Doppler detectado, usando o sensor construído irradiando a superfície do polegar direito de um voluntário, com um garrote no pulso direito para pronunciar a característica pulsátil do fluxo nos microvasos, e provocar grandes excursões de fluxo. O sonograma na Fig. 1 revela que, mesmo durante a diástole, existe a presença de componentes espectrais relativamente densas, ocupando a região de baixas frequências, originadas pelo fluxo

diastólico, deslocamento das paredes dos vasos e ruídos do sistema. O sonograma mostra também grandes variações da densidade espectral, significando grandes variações de fluxo.

Os mesmos vetores gerados via FFT, usados para gerar o sonograma da Fig. 1, foram usados nos cálculos de F e C, conforme definidos nas Eq. (1) e (2), e mostrados na Fig. 2. A Fig. 2 também mostra a quantidade $C'(t)$, computada no domínio do tempo, como definida em (3).

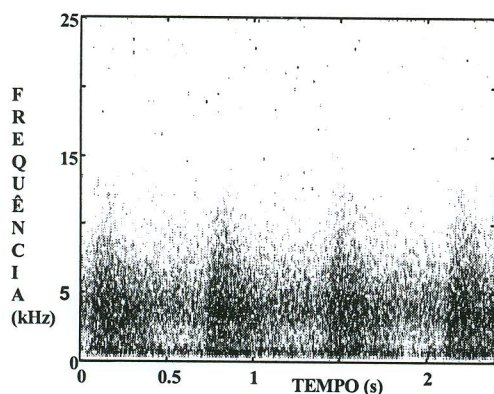


Fig 1 – Sonograma de um sinal Doppler, usando o sensor desenvolvido, irradiando o polegar direito de um voluntário com um garrote no pulso direito.

A Fig. 2 mostra que, apesar das grandes excursões do fluxo, as quantidades F e C e $C'(t)$ apresentam elevada semelhança, i. e., as variações de fluxo e concentração são proporcionais durante todo o registro.

Discussão e Conclusões

Os resultados obtidos sugerem que a quantidade concentração de hemácias, $C'(t)$, estimada no domínio do tempo, apresenta elevada relação com as quantidades fluxo, F, e concentração, C, estimadas no domínio da frequência, mesmo quando ocorrem grandes excursões de fluxo. A análise quantitativa dessas quantidades, embora desejável, requer o uso de um modelo confiável (phantom) de tecidos biológicos irrigados, ainda não disponível, conforme já mencionado anteriormente. Uma alternativa para validar o uso da quantidade $C'(t)$ em testes da vitalidade pulpar é o estudo comparativo entre critérios de diagnóstico usando essas quantidades separadamente ou associadas, ainda não disponível na literatura. Este tópico é nosso objeto de estudo atual.

A implementação de um algoritmo para estimar $C'(t)$ não requer recursos computacionais elevados, podendo ser implementado em um computador pessoal comum sem a necessidade de DSPs (digital Signal Processing). Assim, o uso da quantidade $C'(t)$ no estudo da vitalidade pulpar, caso a viabilidade seja demonstrada, significa uma elevada diminuição dos recursos computacionais necessários para implementação do algoritmo, possibilitando a diminuição do custo do instrumento, e portanto, contribuindo para a difusão do uso da técnica.

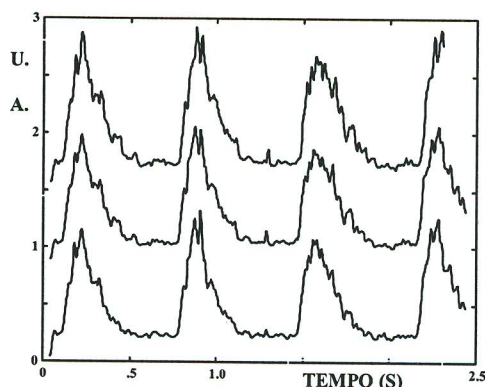


Fig. 2 – Registro, em unidades arbitrárias (U.A.), das quantidades: fluxo, F, (registro inferior), concentração de hemácias, C, (registro intermediário), ambas calculadas no domínio da frequência, e da quantidade concentração $C'(t)$, calculada no domínio do tempo.

Agradecimentos

Ao José Tort Vidal, pelo apoio técnico. Ao CNPq e à FAPESP pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] T. M. Odor, T. R. Pitt Ford and F. McDonald, "Effect of wavelength and bandwidth on the clinical reliability of laser Doppler recordings", *End. Dent. Traum.*, vol. 12, pp. 9-13, 1996.
- [2] R. Bonner and R. Nossal, "Model for laser Doppler measurements of blood flow in tissue", *Appl. Opt.*, vol. 20, pp. 2097-2107, 1981.
- [3] F. F. M. de Mul, J. Van Spiker, D. van der Plas, J. Greve, J. G. Aarnoudse and M. Smits, "Mini laser-Doppler (blood) flow monitor with diode laser source and detection integrated in the probe", *Appl. Opt.*, vol. 23, pp. 2970-2973, 1984.
- [4] A. Liebert, P. Lukasiewicz, D. Bogget and R. Maniewski, "Optoelectronic standardization of laser Doppler perfusion monitors", *Rev. Scient. Instr.*, vol. 70, pp. 1452-1354, 1999.
- [5] Dörschel K., Müller G., "Velocity resolved laser Doppler blood flow measurements in skin", *Laser Physics*, vol. 9, pp. 363-368, 1999.