

Medida de fluxo sanguíneo utilizando laser

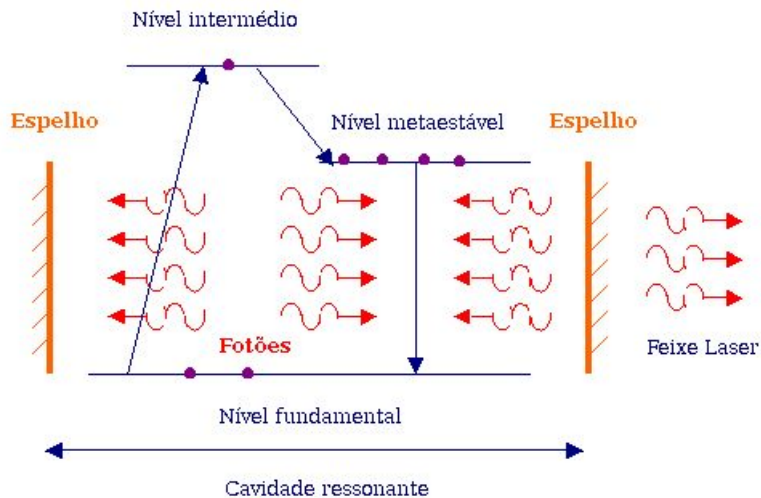
André Lima
Sabrina Galatti
Matheus Caixeta
Guilherme Galanti
Samantha Saldanha

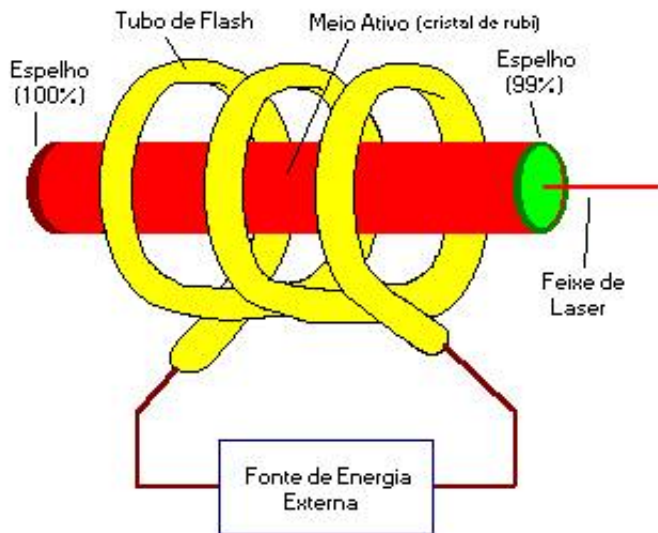
28/09/2016

História do laser

- ▶ 1905 - Albert Einstein e Max Planck
- ▶ 1913 - Modelo de átomo de Bhor
- ▶ 1925 - Erwin Schrödinger e Werner Heisenberg
- ▶ 1953 - Charles Hard Townes, James P. Gordon e Herbert J. Zeiger
- ▶ 1959 - Gordon Gould
- ▶ 1960 - Theodore Harold Maiman

Teoria do laser





Propriedades do laser

- ▶ Comprimento de onda
- ▶ Potencia de saída
- ▶ Coerência
- ▶ Eficiência

Foto diodo

- ▶ Teoria do funcionamento
- ▶ Modo fotovoltaico
- ▶ Modo de polarização reversa
- ▶ Fotodiodo PIN
- ▶ Fototransistor

Laser Speckle

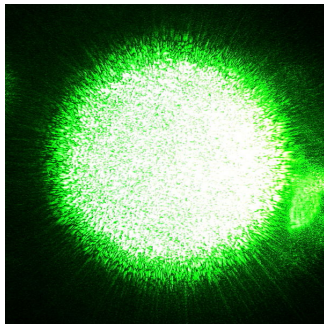


Figure 1: Imagem de um speckle

Os speckles foram notados pelos próprios criadores do primeiro laser, na década de 60.

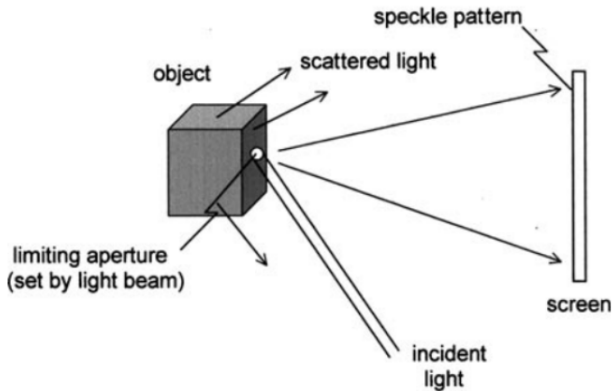


Figure 2: Esquema para formação do padrão do far-field speckle

Speckle variante no tempo

- ▶ Quando um objeto se move, seu padrão de speckle muda
- ▶ Se muitos objetos que se movem passarem pelo feixe de luz, o padrão do speckle muda aleatoriamente, piscando como uma estrela
- ▶ Este fenômeno foi observado por botânicos
- ▶ Stern supôs que o fenômeno observado era causado pelo fluxo de fluidos, o que também poderia ser aplicado para medida de fluxo sanguíneo

Fenômeno de batimento

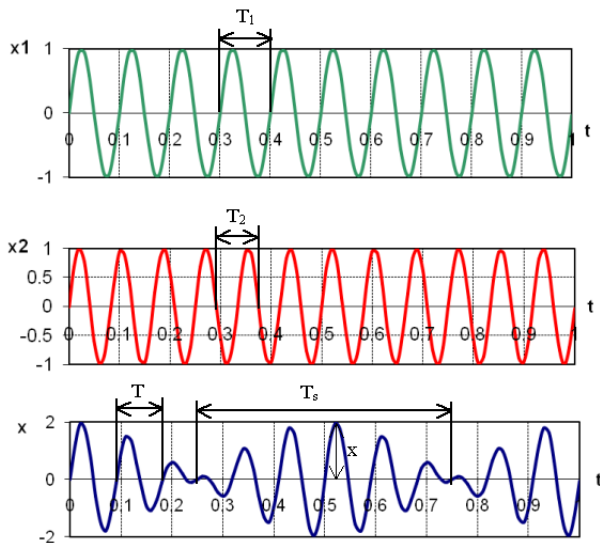


Figure 3: Combinação de duas ondas. Exemplo de batimento.

Efeito doppler

Medir frequência de feixes de luz não é muito simples, sendo melhor empregar o fenômeno de batimento, ou seja, temos o valor de $f' - f$, que nada mais é que a frequência de batimento.

Logo

$$f' - f = \frac{v}{c - v} f, \quad (1)$$

como $v \ll c$, ficamos com

$$f' - f = \frac{2v}{c} f. \quad (2)$$

o que nos permite saber a velocidade de objetos. O fator 2 significa que o objeto está se movendo na direção das ondas, apenas refletindo-as.

Dois feixes

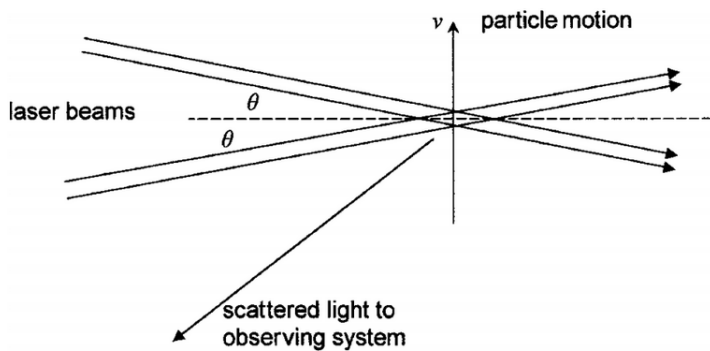


Figure 4: Dois feixes em um mesmo objeto que se move.

Denotando $\Delta f = f' - f$ e, da Figura 3, $v = v \sin \theta$, temos agora, substituindo

$$\Delta f = \frac{2v \sin \theta}{c} f. \quad (3)$$

como $\frac{f}{c} = \frac{1}{\lambda}$, podemos simplificar em (Briers J. D. 2001)

$$v = \frac{\lambda}{2 \sin \theta} \Delta f, \quad (4)$$

onde θ é o ângulo entre os lasers e λ é o comprimento de onda, assumindo que seja igual para ambos.

A equação (7) é a base de toda a tecnologia de laser doppler utilizada em instrumentos biomédicos.

Relação sinal-ruído

A relação sinal-ruído para o instrumento que utiliza a tecnologia laser doppler é dado pela equação (Leutenegger M. *et.al.* 2011)

$$SRD \leq \frac{\gamma(2 - \gamma)}{4f} \frac{K_S \Phi_P}{4\pi} \frac{\pi \lambda^2 M_t^2}{A_P} \eta, \quad (5)$$

onde γ está relacionado com o efeito doppler, K_S é a eficiência de espalhamento do tecido, Φ_P é o fluxo de fótons por pixel sensor, M_t a amplificação da imagem óptica e A_P é a área ativa de pixels.

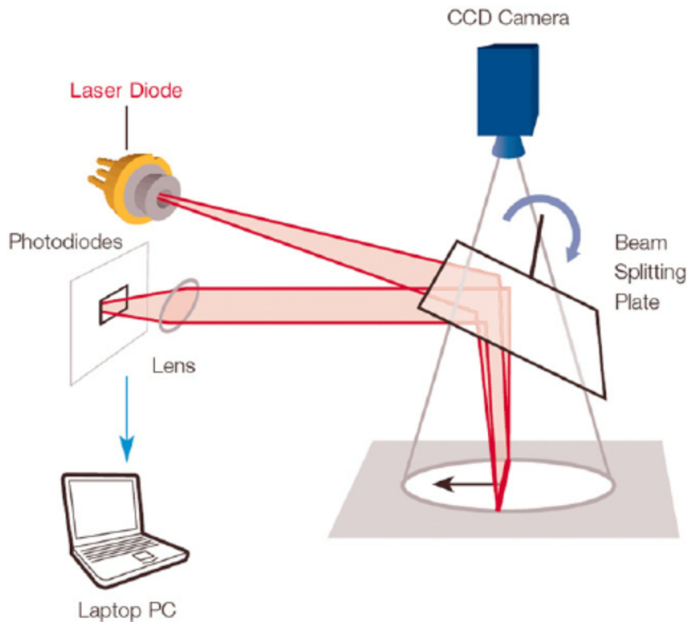


Figure 5: Esquema de um LDF

Pesquisa e publicações

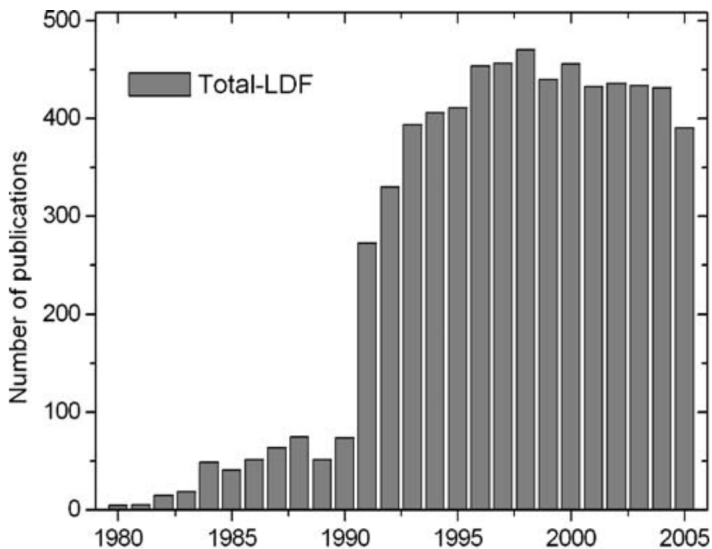


Figure 6: Artigos publicados ao longo de 25 anos, sobre LDF.

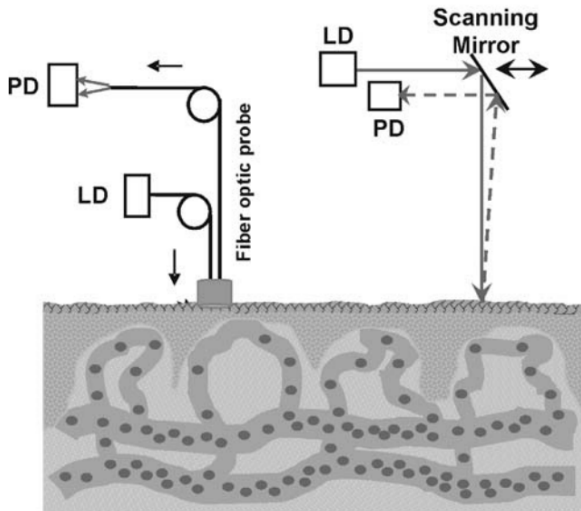


Figure 7: Método com fibra óptica e com espelho.

Pressão e medida de fluxo

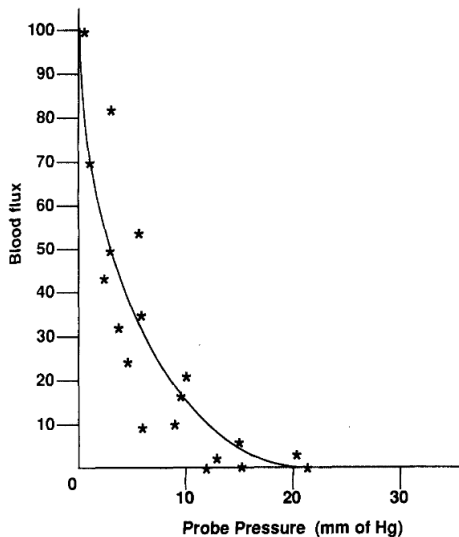


Figure 8: Fluxo sanguíneo *versus* pressão.

Penetração e absorção

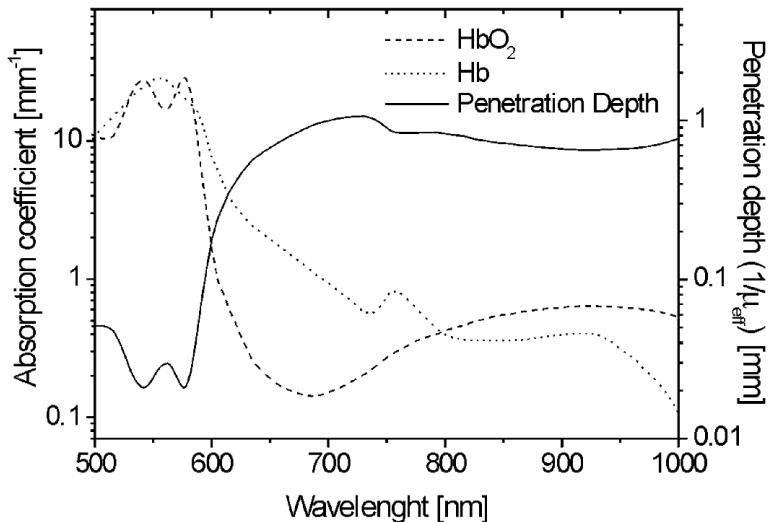


Figure 9: Penetração e coeficiente de absorção para diversos valores de λ

Variação na frequência

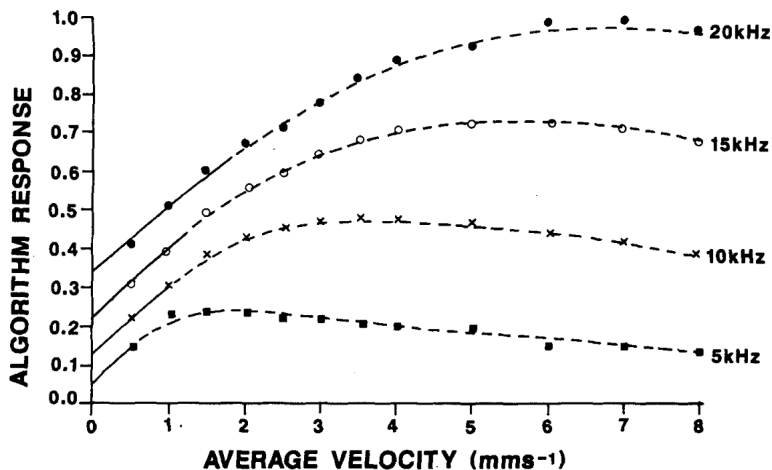


Figure 10: Resposta do instrumento para diferentes frequências.

Resposta espectral

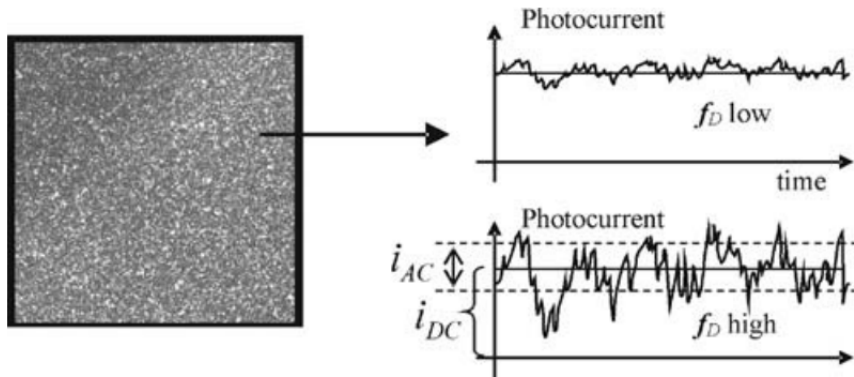


Figure 11: Variação da corrente no detector.

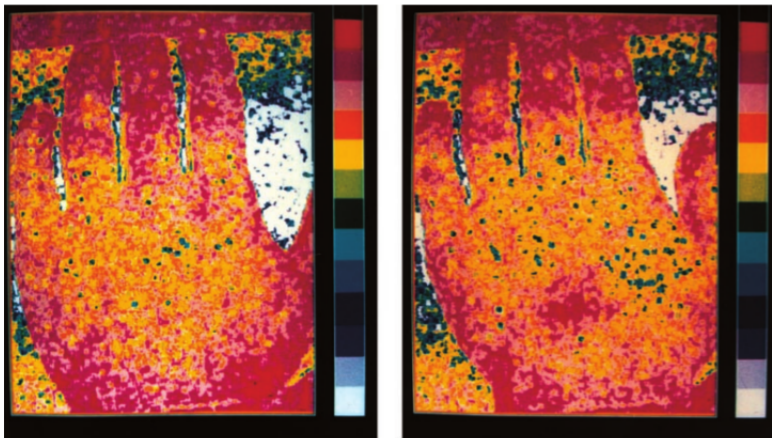


Figure 12: Medida de fluxo utilizando speckle.

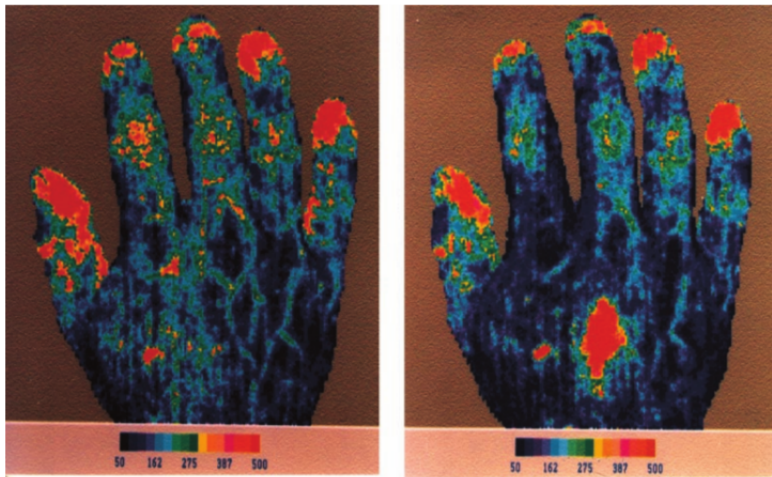


Figure 13: Medida de fluxo utilizando doppler.

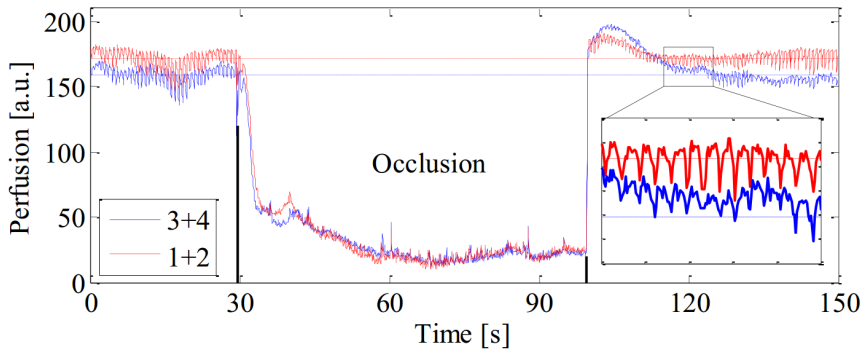


Figure 14: Resposta do instrumento à oclusão de uma artéria.

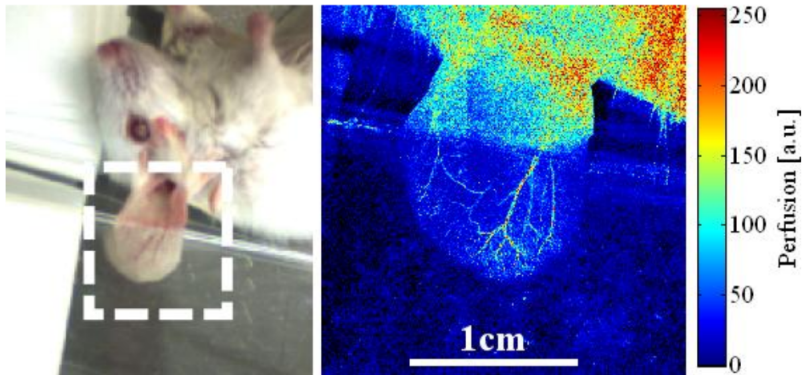


Figure 15: Experimento onde se pode distinguir o tecido irrigado e o não irrigado, por conta da oclusão.

Aplicação médica

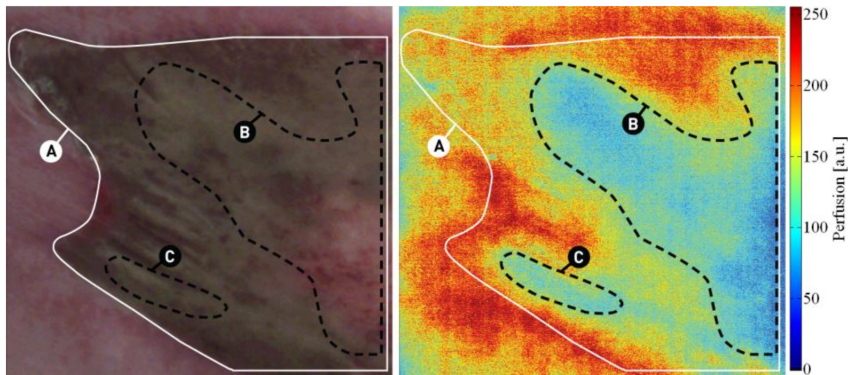


Figure 16: Queimadura por água quente.

Comparações

Technique	Non-invasive?	Principle	Measured quantity	Disadvantages
Fluorescent tracers [5]	No	A fluorescent dye is injected into the blood stream. Tissue fluorescence is taken as an indication of blood flow	Blood flow distribution	No quantitative measurement. Cannot study fast changes in blood flow
Radioactive microsphere technique [3]	No	Radioactive microspheres are injected into the blood stream; mean blood flow is estimated from the recovered isotope count from excised tissue	Mean blood flow	Tissue needs to be excised for the measurement; no real time measurement possible
^{133}Xe wash out technique [2]	No	^{133}Xe is injected subdermally. The rate of clearance is a measure of blood flow	Absolute blood flow	Point measurement. Does not give information about regional blood flow. Measures only one or few capillaries
Capillary microscopy [6]	Yes	The distance traveled by erythrocytes in successive frames gives a measure of blood velocity	Capillary distribution and blood velocity	Capillary perpendicular to the skin surface cannot be visualized
Thermography [7]	Yes	Skin temperature radiation is imaged and is related to the blood flow	Temperature map of the skin	Skin temperature and blood flow are not directly related
Doppler ultrasound [8]	Yes	Based on the Doppler shift imparted by moving blood cells to the probing sound waves	Spatially resolved velocity	Resolution insufficient for smallest vessels; sensitive to only one velocity component
Speckle techniques [9]	Yes	Speckles generated by back-scattered photons from the tissue analyzed in spatial and temporal domain to estimate blood flow.	De-correlation time and speckle contrast, related to blood flow	No spectral information; quantitative measurement is not possible
Laser Doppler flowmetry [10]	Yes	Based on the Doppler shift imparted by the moving red blood cells to the probing light.	Relative concentration and velocity of moving red blood cells	No absolute measurement; no depth information
Doppler OCT [11]	Yes	Combination of Doppler velocimetry with low-coherence optical interferometry	Spatially resolved velocity of moving red blood cells	Limited probing depth 1–2mm; sensitive to only one velocity component

Figure 17: Diferença entre os principais métodos de fluxometria.

	Laser Doppler imagers		Laser speckle contrast imagers	
	Moor Instruments (moorLDI)	Lisca AB (PIM II)	Kingston (LASCA)	Harvard
Wavelength	633, 685, 780 and 830 nm	670 nm	633 nm	780 nm
Depth probed	0.1–2 mm	0.1–1 mm	0.1–1 mm	0.1–1 mm
Laser power	2 mW	1 mW	30 mW ^a	30 mW ^a
Maximum scan area	500 × 500 mm	300 × 300 mm	150 × 150 mm ^a	20 × 20 mm ^a
Pixels displayed	256 × 256	256 × 256	640 × 480	640 × 480
True resolution	256 × 256 ^b	64 × 64 ^c	128 × 96 ^d	128 × 96 ^d
Time for image capture or scan	5 min ^e	4 ½ min ^f	1/50 s	1/60 s
Time for capture plus processing	5 min ^e	4 ½ min ^f	1 s	1 s

Figure 18: Principais instrumentos biomédicos que utilizam laser

<http://gb.moor.co.uk/>

Bibliografia

- ▶ Vinayakrishnan Rajan *et.al.* - Review of methodological developments in laser Doppler flowmetry;
- ▶ Marcel Leutenegger *et.al* - Real-time full field laser Doppler imaging;
- ▶ A. N. Obeid - A critical review of laser Doppler flowmetry;
- ▶ Gert E. Nilsson - A new instrument for continuous measurement of tissue blood flow by light beating spectroscopy.