



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



Instrumentação I  
(F 530)

Caracterização de um sistema de espectroscopia de  
correlação de difusão (DCS)

**Relatório Final**

Aluno: Michel Benite Rossi RA: 137066

michelbrossi @ hotmail.com

Professor orientador: Rickson Coelho Mesquita

Campinas

(2015)

## **Alterações**

Inicialmente o trabalho proposto era a construção e caracterização de um sistema LSCI (Laser speckle contrast imaging) de baixo custo. O foco do trabalho, até então, era o entendimento da teoria por trás da técnica, além de listagem e aquisição de equipamentos necessários para montagem do sistema. No entanto, devido a problemas com a importação de material essencial para a montagem do equipamento, inicialmente proposto, propusemos uma mudança no sistema a ser caracterizado. Dessa forma não perderemos o foco da matéria F 530 (instrumentação I), que visa a construção de um instrumento de medida ou de aplicabilidade estabelecida.

A alteração proposta é a caracterização de um sistema de espectroscopia de correlação de difusão (diffuse correlation spectroscopy – DCS). É importante ressaltar que este trabalho terá foco majoritário na instrumentação e caracterização do sistema, enquanto aspectos teóricos serão colocados, apenas, de forma complementar neste texto, dados os prazos e as alterações feitas por motivos já mencionados.

Esta técnica foi escolhida por três motivos:

- DCS é capaz de medir variações do fluxo sanguíneo. Lembrando que originalmente o projeto visava caracterizar a técnica LSCI que tinha por objetivo encontrar valores que nos dessem informações sobre o fluxo sanguíneo.
- A análise da DCS está relacionada com o granulado óptico. Embora a medida não se concentre mais no cálculo do contraste (obtido a partir do speckle), como é feito em LSCI, ela é baseada no mesmo princípio físico.
- A técnica DCS já está sendo desenvolvida no laboratório de óptica biomédica do departamento de raios cósmicos e cronologia, sendo assim o material já está disponível para que a caracterização seja feita em tempo hábil.

Note que a técnica de DCS se assemelha à técnica LSCI no que diz respeito aos princípios físicos envolvidos. Sendo assim o trabalho feito anteriormente está associado às adaptações do projeto.

## **Introdução e objetivo**

Na clínica médica, há uma crescente necessidade de se obter técnicas não invasivas de medidas de fluxo sanguíneo em tecidos humanos, já que estes são parâmetros importantes para analisar a saúde do tecido em questão. Uma técnica,

dentre outras já existentes, é a técnica DCS. Esta tem como função a medição de variação de fluxo sanguíneo.

DCS mede o deslocamento quadrático médio de partículas espalhadoras através da detecção da luz espalhada. A partir dessa luz a técnica é capaz de recuperar informações do tecido biológico estudado. Mais especificamente DCS trabalha com a função de autocorrelação temporal da intensidade da luz espalhada ( $g_2$ ) obtendo assim variação do fluxo sanguíneo no tecido em questão. Alguns trabalhos têm sido elaborados nessa área, mostrando que DCS pode se tornar uma importante ferramenta na medida de fluxo sanguíneo [2-5].

Esta técnica possui algumas vantagens intrínsecas à sua construção: é uma técnica não invasiva; possui resolução temporal razoável; não exige o transporte do paciente. No laboratório de óptica biomédica, um sistema DCS foi construído recentemente (o primeiro sistema de DCS no Brasil capaz de medir fluxo sanguíneo no tecido biológico). No entanto, ainda falta a caracterização da performance do sistema construído.

Para podermos realizar as medidas de caracterização do sistema de DCS desejadas e validar o sistema, iremos usar um líquido como amostra. Os coeficientes de absorção e de espalhamento do líquido são previamente conhecidos e podem ser encontrados em [1].

Por fim, neste projeto temos o objetivo caracterizar o sistema DCS a partir de medidas da intensidade de saída do Laser (esta deve ser o mais estável possível) e da intensidade da luz espalhada pelo meio. A partir desses dados iremos calcular e plotar a curva referente à função  $g_2$  (eq. 3).

## **Teoria**

Como já mencionado, o trabalho agora será focado no experimento e não na teoria, como feito anteriormente com LSCI. Sendo assim traremos aqui, de forma simplista, alguns aspectos teóricos que envolvem a técnica com objetivo de trazer ao leitor informação, e até alguma intuição, sobre a física por trás da técnica.

Ao ser incidido em um meio turvo (isto é, um meio que espalha muito mais do que absorve), um feixe de luz sofre absorção e espalhamento. O espalhamento é o processo pelo qual a luz muda sua direção de propagação devido à interação com partículas que compõem o meio. O espalhamento pode ser medido por seu coeficiente de espalhamento  $\mu_s$  que é o número médio de eventos de espalhamento por unidade de comprimento. Uma ilustração de tal fenômeno pode ser vista na figura 1 abaixo:

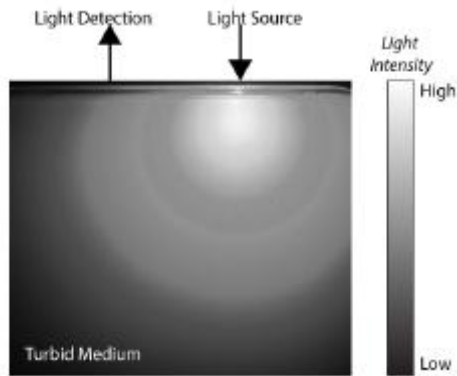


Figura 1: Ilustração do processo de espalhamento da luz num meio difuso. Figura obtida em [1].

Através da medição das flutuações da intensidade da luz espalhada em determinado meio, devido ao movimento das partículas, é possível medir o deslocamento quadrático médio das partículas, o que pode ser relacionado com propriedades de fluidez do meio. É importante destacar que a luz incidida deve ser monocromática e altamente coerente. No capítulo 3 iremos trazer maiores detalhes sobre o equipamento utilizado.

Vamos ilustrar a situação com um caso simples. Suponha que um feixe incidindo num meio turvo, de tal forma que, ao sair do meio, o feixe tenha sido espalhado por uma única partícula (figura 2):

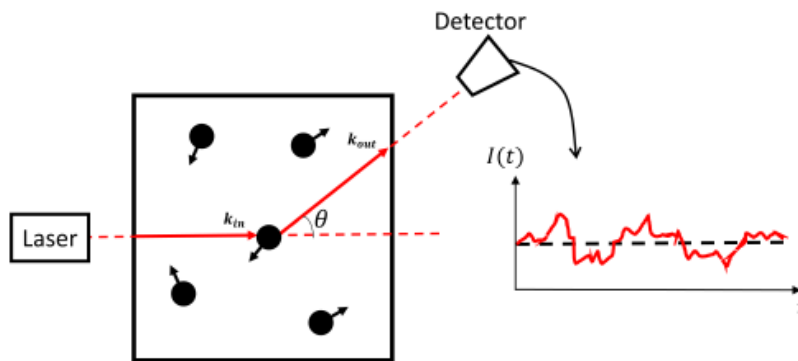


Figura 2: Feixe de luz espalhado por uma única partícula, após incidir num meio turvo. Este feixe é detectado e tem sua intensidade medida como função do tempo. Figura obtida em [1].

O detector é colocado em um ângulo  $\theta$  e detecta intensidade do feixe de luz espalhado. Através da função de auto correlação temporal para o campo elétrico,  $g_1$ , podemos extrair informação desse campo. Com algum trabalho algébrico obtemos [1]:

$$g_1 = e^{i\omega t} e^{-\frac{1}{6}q^2 \langle \Delta r^2(\tau) \rangle}, \quad (1)$$

onde  $\vec{q} = \vec{k}_{out} - \vec{k}_{in}$ , sendo  $\vec{k}_{in}$  e  $\vec{k}_{out}$  os vetores de onda da onda incidente e espalhada, respectivamente;  $\omega$  é a frequência da luz incidente e  $\Delta r^2(\tau)$  é o deslocamento quadrático médio das partículas espalhadoras. Aqui,  $\tau$  representa a unidade de tempo entre uma situação inicial (no primeiro espalhamento) e a situação de um segundo espalhamento (após certo deslocamento das partículas espalhadoras).

Para o caso em que temos N centros espalhadores, como ilustrado na figura 3, deve-se somar as contribuições de cada um desses centros:

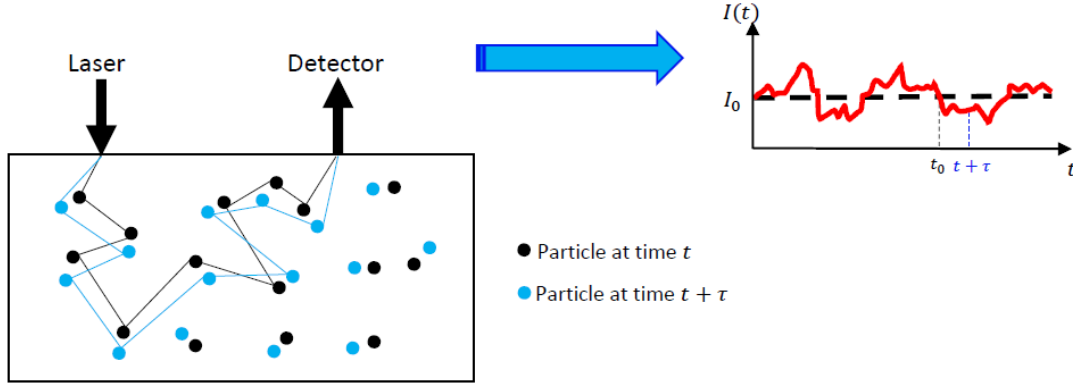


Figura 3: Ilustração da luz espalhada por vários centros espalhadores antes de sair da amostra. Ao lado temos as variações da intensidade da luz devido à movimentação das partículas que constituem o meio.

Dessa forma, encontramos variações da intensidade da luz que estão associadas aos deslocamentos das partículas que compõem o meio estudado. A partir dessa ideia podemos desenvolver uma teoria sobre a função de autocorrelação temporal do campo elétrico,  $G_1(t)$ , (função não normalizada) e concluir que esta segue a equação de Helmholtz. Quando assumimos um meio homogêneo:

$$(\nabla^2 - K^2(\tau))G_1(r, \tau) = -\frac{v^S}{D}\delta^3(r - r_s), \quad (2)$$

onde  $r_s$  é a posição de incidência da fonte de luz (note que esta é considerada pontual);  $r$  é a posição onde o feixe espalhado emerge do meio, e

$$K^2(\tau) = \frac{v(\mu_a + \frac{1}{3}\mu'_s k_0^2 \langle \Delta r^2(\tau) \rangle)}{D}$$

é o vetor da onda de difusão no meio, sendo  $\mu'_s$  o coeficiente de espalhamento reduzido do meio ( $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$ ) sendo  $g = \langle \cos\theta \rangle$ . Como estamos trabalhando com um meio que pode ser considerado como sendo semi-infinito, temos que  $G_1$  terá a seguinte solução [1]:

$$G_1(r, \tau) = \frac{v}{4\pi D} \left[ \frac{e^{-K(\tau)r_1}}{r_1} - \frac{e^{-K(\tau)r_2}}{r_2} \right]. \quad (3)$$

Note que até então trabalhamos apenas com a função de autocorrelação do campo elétrico, através do qual a teoria foi desenvolvida. No entanto é importante salientar que o nosso equipamento é capaz de medir intensidade da luz e não o campo elétrico associado ao feixe. Sendo assim devemos encontrar uma função que esteja relacionada com as grandezas físicas medidas.

Para tanto vamos definir outra função. Sabemos que as flutuações da intensidade da luz espalhada pelo meio podem ser quantificadas a partir da função de autocorrelação temporal normalizada [1]:

$$g_2 = \frac{\langle I(t)I(t+\tau) \rangle}{\langle I(t) \rangle^2}, \quad (3)$$

onde  $I(t)$  denota a intensidade da luz espalhada que alcança o detector numa dada posição no tempo  $t$ ;  $\tau$  é o tempo de atraso ou intervalo temporal da função de autocorrelação. Agora temos uma função relacionada com grandezas acessíveis aos nossos detectores. Para que possamos seguir adiante devemos relacionar  $g_2$  (função que trabalha com informações medidas) e  $g_1$  (função do campo elétrico, no qual a teoria foi baseada).

Uma vez que a intensidade do campo elétrico é proporcional ao módulo do campo ao quadrado, ou seja,

$$|I| \propto \langle E(t) \cdot E^*(t) \rangle, \quad (4)$$

é de se esperar que seja possível encontrar uma relação entre as funções de autocorrelação de campo elétrico,  $g_1$ , e de autocorrelação de intensidade da luz,  $g_2$ . Através da relação de Siegert [6] temos:

$$g_2 = 1 + \beta |g_1|^2, \quad (5)$$

sendo que  $g_1$  e  $g_2$  já são funções normalizadas e  $\beta$  é um parâmetro experimental. No caso particular deste projeto, com o laser de alta coerência e as fibras ópticas monomodo utilizados,  $\beta = 0,5$  [1].

Na prática pode-se notar que o modelo browniano,  $\langle \Delta r^2(\tau) \rangle = 6D_B\tau$ , descreve com razoável precisão o movimento das células sanguíneas em diferentes tipos de tecidos.  $D_B$  é o coeficiente de difusão efetivo. Este modelo nos permite quantificar o índice de fluxo sanguíneo (BFI) como:

$$BFI = \alpha D_B, \quad (6)$$

onde  $\alpha = \frac{\mu'_s(\text{movimento})}{\mu'_s(\text{parado}) + \mu'_s(\text{movimento})}$ , sendo que  $\mu'_s(\text{movimento})$  e  $\mu'_s(\text{parado})$  são: o coeficiente de espalhamento das partículas do fluido que estão em movimento e o coeficiente de espalhamento das partículas do fluido que estão estáticas, respectivamente. Para os experimentos de validação realizados neste projeto,  $\alpha = 1$ .

O software para aquisição de dados já foi previamente desenvolvido por membros do laboratório envolvido no projeto de DCS.

É importante ressaltar que tipicamente, em DCS, trabalha-se com valores relativos de fluxo sanguíneo, rBF, onde definimos [1]:

$$rBF = \frac{BFI}{BFI_0} [\%], \quad (7)$$

sendo  $BFI_0$  um valor basal medido de BFI num dado período. Desta forma, é possível calcular a variação de fluxo sanguíneo no tecido biológico.

### Instrumentação e aspectos experimentais

A técnica de DCS consiste basicamente de três componentes principais: Uma fonte de luz monocromática e coerente; um contador de fótons; e um correlador. Medindo o número de fótons espalhados e usando este resultado na placa correladora nós calculamos a intensidade da função de autocorrelação  $g_2(\tau) = \langle I(t) * I(t + \tau) \rangle$ .  $I(t)$  é a intensidade medida, que está relacionada com o campo elétrico,  $E(t)$ , da luz espalhada. Note que  $g_2$  é uma função associada à intensidade da luz, enquanto a função  $g_1$  mencionada na “teoria” é uma função associada ao campo elétrico. Naturalmente as duas funções estão associadas uma a outra [1]. Esta função é lida diretamente pelo computador. A figura 4 traz uma ilustração esquemática do sistema DCS.

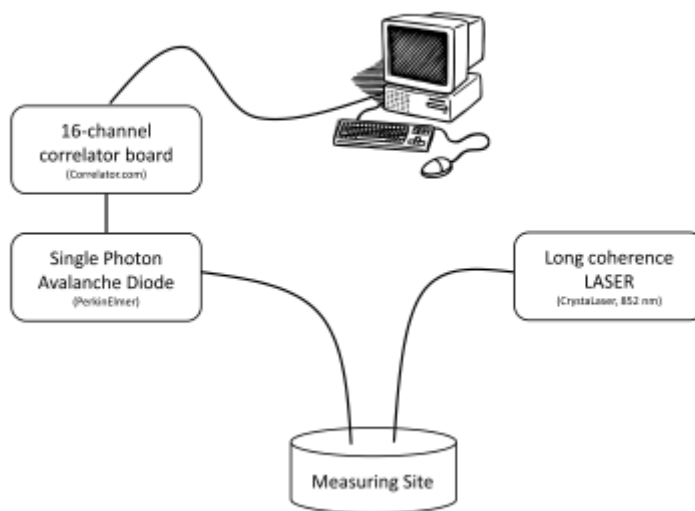


Figura 4: Desenho esquemático do sistema de DCS.

A seguir vamos listar e comentar os principais componentes que constituem o sistema DCS montado em laboratório.

**Fonte de luz:** A fonte de luz para nosso sistema deve ser num comprimento de onda na região infravermelho próximo (~700-900 nm), dado que o principal objeto de estudo da técnica é o tecido biológico, e nesta região do espectro eletromagnético o tecido espalha mais que absorve. A luz deve ainda ser pontual e com altíssima coerência, de tal forma que possamos garantir que a única diferença de fase dos fótons deve-se apenas aos eventos de espalhamento (uma alta coerência indica um alto grau de precisão na fase dos fótons produzidos na fonte). Na prática o comprimento de coerência do laser utilizado deve ser da ordem de 10 m, que é tipicamente a distância média de um fóton no tecido biológico por causa dos inúmeros eventos de espalhamento [1]. Além de tudo, por questões experimentais, nossa fonte de luz deve ter as seguintes características:

- Uma potência na faixa de 60 mW a 100 mW. Dessa forma a intensidade da luz espalhada ainda será mensurável pelo nosso equipamento.
- Alta estabilidade durante longos períodos de tempo. Gostaríamos que o laser tivesse uma oscilação menor do que 1% ao longo de mais de 24h, para que o sistema possa ser confiável quando utilizado por longos períodos em pacientes no hospital. De fato, a estabilidade do laser foi medida e o resultado está na seção de resultados deste trabalho.
- Compacto. Dessa forma o Sistema pode ser portátil podendo ser levado ao paciente, ao contrário das principais técnicas que medem fluxo sanguíneo atualmente.

Dessa forma, a fonte de luz escolhida para realizar tal tarefa e atender as necessidades acima foi um laser de 808 nm de potência nominal de 100 mW (IRM808SA-100FC, LaserCentury).

**Detectores:** Os detectores para DCS devem:

- Ser capazes de contar fótons para que possa ser feita a estatística de correlação com uma placa específica para este fim (autocorrelador).
- Possuir baixa contagem sem luz, ou seja, um detector que nos forneça o mínimo de ruído possível.
- Portátil, para que o equipamento como um todo possa ser transportado com facilidade.

No nosso sistema teremos quatro detectores constituídos de quatro fotodiodos avalanche (SPCM-AQ4C, PerkinElmer) cada um. Cada foto diodo emite um rápido pulso TTL (5 volts) quando é atingido por um fóton. Fotodiodos de avalanche



combinam sinais ópticos com amplificação interna da fotocorrente. Os fotodiodos de avalanche são construídos de forma a terem uma região de com um elevado campo elétrico que irá acelerar os fotoportadores de tal forma que quando estes colidirem com átomos formem novos portadores. Este processo se repete para os novos portadores dando então continuidade ao processo de avalanche.

Na figura 5 temos um gráfico que mostra a eficiência do sistema de contagem de fótons. Esta é aproximadamente 50% para um comprimento de onda de 800 nm [7].

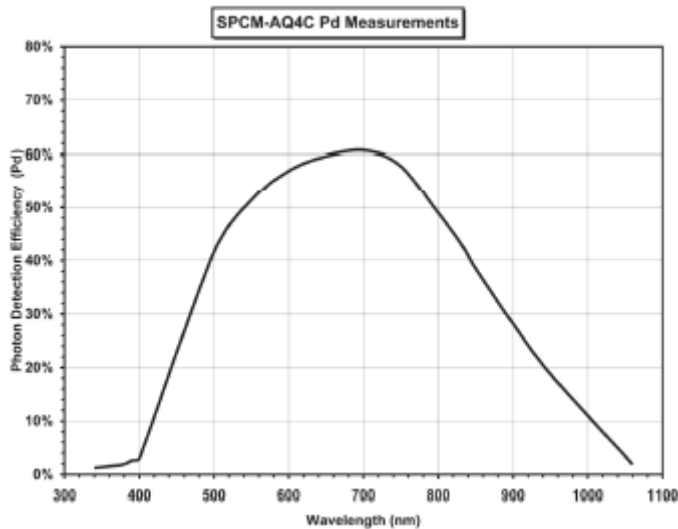


Figura 5: Eficiência do detector de fóton empregado SPCM. Este gráfico foi obtido do DATASHEET do equipamento.

Para o correto funcionamento da placa de detectores SPCM (Single Photon Counting Module) utilizada são necessárias três fontes de tensão, como descrito na tabela 1.

Tabela 1: Necessidades energéticas do SPCM, segundo o DataSheet.

Nominal Voltage	Min Voltage	Max Voltage	Typical Current	Max Current
2 V	1.95 V	2.05 V	1.00 A	4.00 A
5 V	4.75 V	5.25 V	0.20 A	1.00 A
30 V	29.0 V	31.0 V	0.01 A	0.04 A

As fontes que foram utilizadas para a montagem do sistema estão descritas na tabela 2 abaixo.

Tabela 2: Características das fontes de tensão utilizadas na montagem do sistema DCS.

Nominal Voltage	Max Current	Measured Ripple Noise
2 V	24 A	$\sim 20mV_{pp}$
5 V	6 A	$< 4mV_{pp}$
30 V	1 A	$< 4mV_{pp}$

A fonte de tensão de 2 V é necessária para o resfriamento termoelétrico (TEC) do SPCM. As fontes de 5 V e 30 V são responsáveis pelos pulsos TTL e para alimentação interna do SPCM.

Para caracterizar o SPCM medimos o tempo que o sistema necessita para voltar à tensão nula após a contagem de um fóton. A figura 6 mostra a medida feita através de um osciloscópio. O valor medido foi de aproximadamente 25 ns. Também foi feita a contagem de fótons com os detectores no escuro por um período de 3 horas. O valor médio encontrado foi da ordem de 350 Hz, que é bem pequeno comparado ao valor de operação dos detectores, que é da ordem de 5 à 800 kHz. A baixa contagem indica baixo ruído.

O SPCM será conectado ao autocorrelador com uma tensão de 3,3 V (LLTTL) em vez do valor padrão de 5 V. Para isso usamos um atenuador.

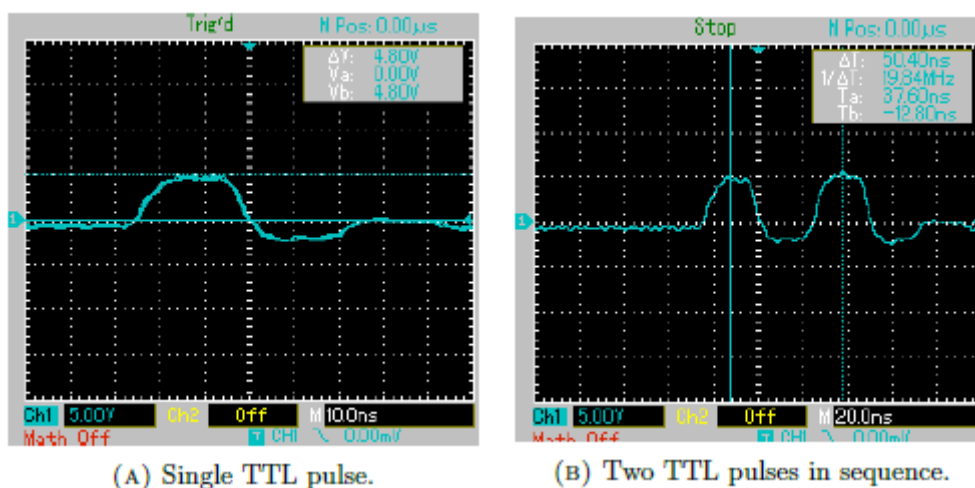


Figura 6: (A) único pulso TTL, (B) dois pulsos TTL consecutivos.

**Correlador:** No sistema DCS montado no laboratório usamos uma placa conversora analógica-digital (A/D, Correlator.com) capaz de calcular a função de autocorrelação da intensidade em períodos de tempo da ordem de microsegundos até vários segundos. A saída da placa é conectada diretamente ao computador através de um cabo USB. De forma geral o equipamento deve cumprir o seguinte:

- Contar a chegada de fótons em intervalos de tempo pré-estabelecidos  $\Delta t_0$ ;
- Atrasar a contagem dos fótons num intervalo de tempo  $\tau = k\Delta t_0$ , onde k é um número inteiro;
- Multiplicar duas sequências diferentes;
- Acumular estes produtos e calcular suas médias.

Nosso sistema foi construído de tal forma que se pode processar dados para  $\tau$  pequenos e grandes ao mesmo tempo [1].

**Software:** O software foi desenvolvido por outros membros do laboratório em LabView e deve executar as seguintes tarefas:

- Definir um tempo t de correlação
- Fazer a leitura da função de autocorrelação  $G_2$  não normalizada e do valor médio da intensidade  $\langle I \rangle$ , a partir da saída da placa de correlação.
- Calcular e plotar a função de autocorrelação normalizada  $g_2$ .
- Calcular e plotar variações do fluxo relativo de sangue (rBF)

Uma vez que tenhamos os dados da função de autocorrelação temporal da intensidade,  $g_2(\tau)$ , podemos fazer o ajuste da curva medida com os valores produzidos pela teoria a partir dos parâmetros desconhecidos. A curva que usaremos para tal será proveniente da teoria de movimento browniano mencionada acima; a partir dela podemos obter o valor de  $\alpha D_B$  que foi definido anteriormente como o índice de fluxo. Note que no caso desse experimento usaremos um líquido altamente espalhador como amostra em vez de sangue num tecido biológico.

A figura 7 mostra o sistema de DCS construído. Este equipamento é munido de 16 detectores, separados em 4 grupos de 4 detectores cada.



Figura 7: Sistema de DCS a ser caracterizado.

### Montagem experimental

Além das partes ópticas do sistema de DCS expostos anteriormente em “aspectos experimentais” usaremos fibras ópticas monomodos como guia de onda para levarmos a luz proveniente do laser até a amostra e para captarmos a luz espalhada pela amostra e levá-la para os detectores; as fibras ópticas também terão papel de *splitter* para o feixe de luz vindo diretamente do laser, dessa forma podemos medir as variações da intensidade do feixe incidente durante o experimento.

Usaremos como amostra um meio líquido altamente espalhador, composto por: 8 litros de água; 175 ml de Lipofundin MCT/LCT 20% (contendo lipídios capazes de espalhar a luz no comprimento de onda do sistema); 1 ml de tinta nankin acrílica (para ajustar o coeficiente de absorção similar ao do tecido biológico).

Na figura 8 temos uma foto da caixa de acrílico preenchida com a amostra usada no experimento. Esta caixa está conectada a uma bomba hidráulica (AWM 5000, Provitec), através de mangueiras a fim de que se possa criar um fluxo da amostra de maneira controlada. Dessa forma a bomba se torna uma peça importante para a caracterização do sistema.



*Figura 8: Foto da amostra utilizada para caracterização do equipamento. A caixa possui dimensões 250x250x150 mm.*

Num primeiro momento o sistema ficou operando por 11 horas consecutivas. Nesse período foram medidas as intensidades de saída do laser e da luz espalhada. Num segundo momento forçou-se um fluxo na amostra através da bomba hidráulica. A bomba operou por 5 min em: 100% de sua capacidade; 80%; 60% e por fim 100% de sua capacidade novamente, a fim de testarmos se o sistema consegue medir com precisão as variações de fluxo induzidas no meio.

#### **Análise de dados**

O algoritmo utilizado para a análise de dados neste projeto foi previamente desenvolvido na dissertação de mestrado de Rodrigo Forti [1].

Para o primeiro caso, ou seja, para o caso em que a bomba estava desligada e o líquido estava estável, temos os valores da intensidade de saída do laser, e os valores das intensidades da luz espalhada em diferentes distâncias do ponto de entrada de luz ( $\rho$ ). Com estes dados foi possível fazer a análise dos dados e obter os valores de  $\beta$  e BFI. Estes dados estão ilustrados na figura 8.

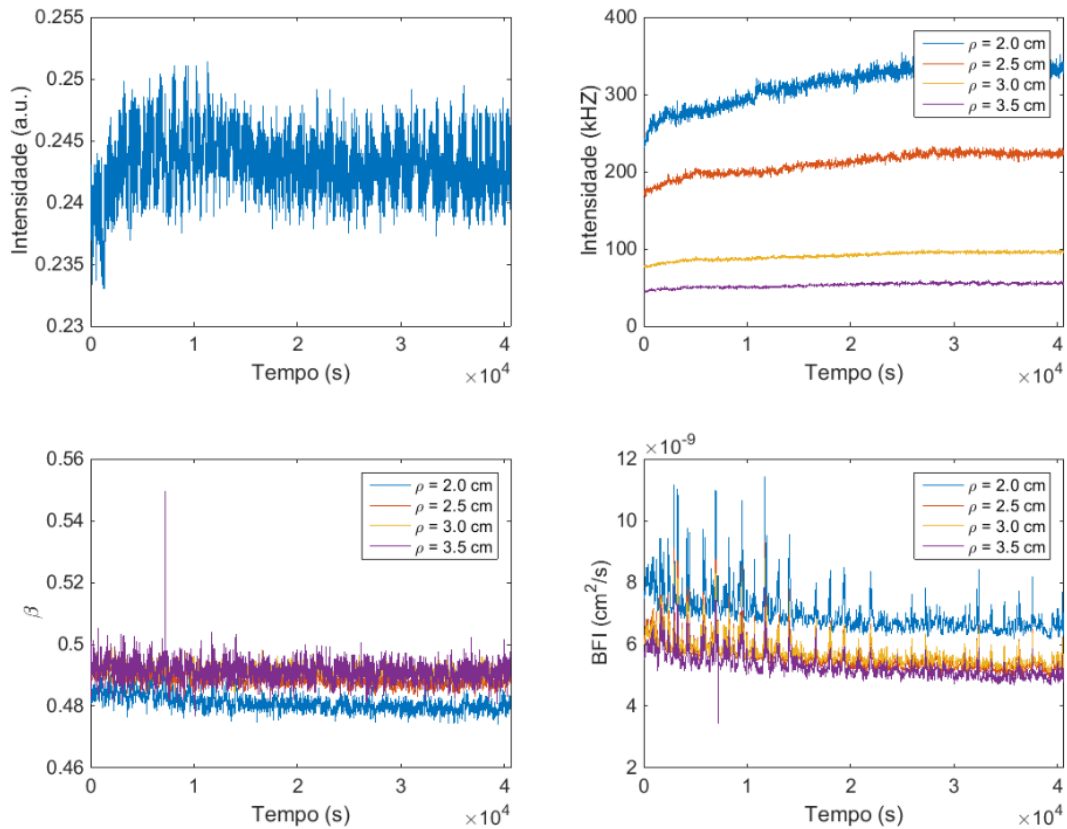


Figura 8: O primeiro gráfico mostra a intensidade de saída do laser em função do tempo. O segundo gráfico nos dá informação da intensidade média calculada por quatro conjuntos diferentes de detectores, cada conjunto faz a leitura para uma distância diferente do ponto de entrada do laser (veja legenda no gráfico). O gráfico 3 nos mostra o valor de  $\beta$  calculado em função do tempo. O gráfico 4 nos fornece o fluxo das moléculas do líquido em função do tempo.

As oscilações da intensidade de luz no laser estão dentro de parâmetros esperados. De forma geral, a flutuação medida foi da ordem de 5 % ao longo das 11 horas. Ao se observar a curva da intensidade da luz espalhada, nota-se que existe um aumento da mesma em função do tempo. Este resultado não era esperado. Uma possível razão para este resultado é que as partículas que compõem a amostra decantaram com o passar do tempo, pois não havia um agitador capaz de homogeneizar a amostra durante todo o período neste experimento. Neste caso, o aumento estaria relacionado com a sedimentação dessas partículas. Como consequência disso observa-se uma leve queda no BFI medido pelos detectores. Ainda podemos notar pequenas diferenças nos valores de BFI para diferentes distâncias ( $\rho$ ). Estas diferenças estão associadas ao fato de que parte da luz incidente pode ser refletida pelo acrílico e atingir o detector sem mesmo ter passado pela amostra.

Para o segundo caso, onde a amostra é colocada sob ação de uma bomba hidráulica encontramos os valores do fluxo relativo ao valor basal conforme ilustrado na figura 9. Para validar o sistema em regime não estacionário, a bomba foi colocada para operar em diferentes regimes. Nos primeiros 5 min a bomba operou em 100% de sua capacidade. Nos 5 min seguintes a bomba operou em 80 % de sua capacidade. Nos próximos 5 min a bomba operou em 60 % de sua capacidade e nos 5 min finais a bomba operou, novamente, em 100 % de sua capacidade.

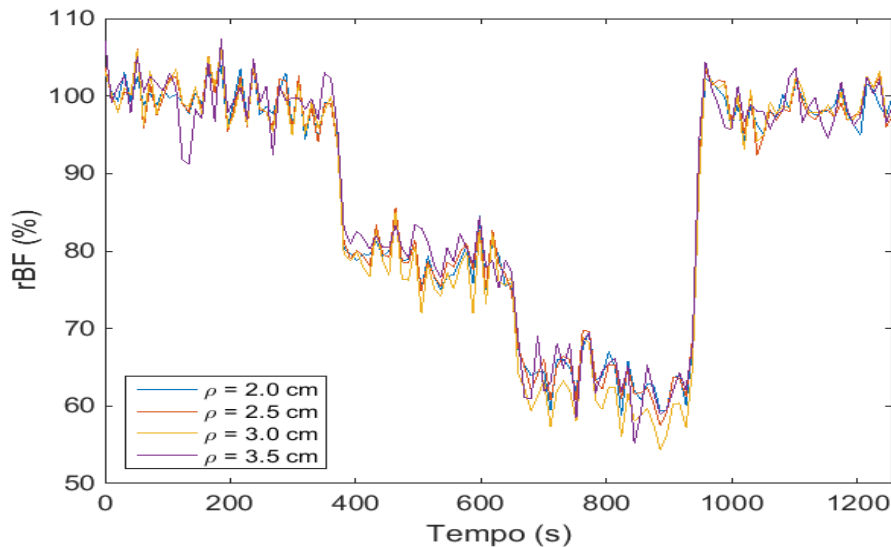


Figura 9: Valor do fluxo relativo em função do tempo para detectores colocados a diferentes distâncias da saída do laser.

Podemos notar claras mudanças no rBF. Temos patamares muito bem definidos, condizentes com o regime de operação da bomba com erros de 1%.

Por fim, em todos os experimentos realizados os valores obtidos para a constante  $\beta$  através do algoritmo de ajuste estão de acordo com esperado da teoria. O valor experimental encontrado foi  $\beta = 0,488 \pm 0,003$ , muito próximo do valor esperado,  $\beta = 0,5$ . No que diz respeito ao fluxo temos valores de acordo com o que se espera tanto em regime estacionário (BFI da ordem de  $10^{-9}$  cm<sup>2</sup>/s) quanto com meio em movimento.

## Conclusão

Neste trabalho fiz a validação de um sistema de DCS construído no laboratório de óptica do departamento de raios cósmicos e cronologia. A instrumentação necessária para a construção do sistema foi descrita no relatório, onde a fonte de luz (laser especificado anteriormente) e os detectores foram caracterizados por mim através das medidas obtidas no experimento descrito neste documento.

Para validar o sistema conduzi um experimento onde buscava medir variações de fluxo induzidas por uma bomba externa. Tendo conhecimento do fluxo induzido fui capaz de avaliar se o sistema estava fazendo medidas coerentes com a realidade. As medidas feitas foram suficientes para concluir que o sistema é capaz de medir variações do fluxo no líquido com alta precisão. No caso estacionário encontramos valores de BFI da ordem de  $10^{-9}$  cm<sup>2</sup>/s. Ainda se pode observar que nesse caso temos uma variação desse fluxo, que provavelmente se deve a decantação das partículas da amostra, validando a capacidade do sistema em fazer medidas de precisão.

No caso em que o meio está em movimento é ainda mais clara a eficácia do sistema uma vez que se obtém valores de rBF (%) equivalentes aos valores do regime de operação da bomba hidráulica previamente configurada.

Sendo assim temos um sistema DCS que de fato cumpre com a função, fornecendo dados que se espera da técnica em “questão”.

**Meu orientador concorda com o exposto nesse relatório e deu a seguinte opinião:** Considerando todas as dificuldades enfrentadas com a alteração de projeto, creio que o trabalho desenvolvido pelo Michel tenha sido acima da média. Em um tempo menor, ele teve que se adaptar a outra técnica, e mostrar habilidades experimentais relacionadas com a nova instrumentação. A interação com membros mais antigos do grupo certamente o ajudou a debater e entender os conceitos envolvidos no trabalho.

No fim, o Michel foi capaz de estudar como funcionam componentes ópticos para geração e detecção de luz, medir características importantes destes componentes no laboratório, e ainda realizar um experimento de espectroscopia de correlação de difusão.



## Referências

- [1] R. M. Forti. Determination of the dynamical properties in turbid media using diffuse correlation spectroscopy: applications to biological tissue. Tese de mestrado 2015.
- [2] J. P. Culver, T. Durduran, T. Furuya, C. Cheung, J. H. Greenberg, and A. G. Yodh. Diffuse optical tomography of cerebral blood flow, oxygenation and metabolism in rat during focal ischemia. *J. Cereb. Blood Flow Metab.*, 23:911-924, 2003.
- [3] T. Durduran, Q. G. Yu, M. G. Burnett, J. A. Detre, J. H. Greenberg, J. Wang, C. Zhou, and A. G. Yodh. Diffuse optical measurement of blood flow, blood oxygenation and metabolism in a human brain during sensorimotor cortex activation. *Opt. Lett.*, 29: 1766-1768, 2004.
- [4] R. C. Mesquita and A. G. Yodh. Diffuse optics: fundamentals and tissue applications. In Kaiser R, Wiersma DS, and Fallani L, editors, *Proceedings of the International School of Physics "Enrico Fermi": Nano optics and atomics: transport of light and matter waves*, volume 173, Bologna, 2011. Societ\_a Italiana di Fisica.
- [5] C. Zhou. *In-Vivo Imaging and Spectroscopy of Cerebral Hemodynamics*. PhD thesis, University of Pennsylvania, 2007. PhD Thesis.
- [6] Lemieux, P. A. & Durian, D. J. Investigating non-Gaussian scattering processes by using nth order intensity correlation functions. *J. Opt. Soc. Am. A*; 16, 1651–1664 (1999).
- [7] SPCM AQ4C- Single photon counting module array.  
[http://www.perkinelmer.com/CMSResources/Images/44-12495DTS\\_SPCM-AQ4C.pdf](http://www.perkinelmer.com/CMSResources/Images/44-12495DTS_SPCM-AQ4C.pdf)