



**UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR**  
Ciências da Saúde

# **Construção e validação de um interferómetro visual**

**Luís Filipe Antunes Santos**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
**Optometria em Ciências da Visão**  
(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor Paulo Torrão Fiadeiro  
Co-orientador: Dr. Pedro Miguel Fernandes Nave Serra

**Covilhã, Outubro de 2012**



## **Dedicatória**

Aos meus Pais, Irmão e Cristiana.

## Agradecimentos

A todas as pessoas que estiveram direta ou indiretamente ligadas a este trabalho e que tornaram a sua realização possível. De uma forma especial gostava de agradecer:

- Ao amigo e Prof. Doutor Paulo Torrão Fiadeiro pela grande ajuda, disponibilidade, conselhos e orientação, a sua vasta experiência foi fulcral durante todo o processo;
- Ao grande amigo e colega de trabalho, João Pedro Calçado Corte Real que desde o primeiro dia esteve presente e muito contribuiu para a realização deste trabalho;
- Ao Pedro Miguel Fernandes Nave Serra um agradecimento especial pela sua enorme contribuição neste trabalho, sem ele a sua realização teria sido bastante mais complicada, a sua disponibilidade, os seus conhecimentos e experiência na matéria foram essenciais;
- Ao António de Oliveira Mendes também um agradecimento especial pela sua pronta disponibilidade para ajudar a resolver problemas que surgiram e pela sua contribuição com o desenho em AutoCAD do esquema da montagem experimental implementada neste trabalho pois sem ele a sua realização teria sido bastante mais complicada;
- À Annette Walter um agradecimento pelo fabrico e disponibilização de um cubo de vidro revestido, que foi produzido na Sill Optics GmbH & Co. KG (Alemanha), necessário à geração de frequências espaciais no interferómetro desenvolvido neste trabalho.
- À Unidade de Detecção Remota (UDR) da Faculdade de Ciências e ao Centro de Óptica (CO) da Universidade da Beira Interior (UBI) pelo apoio logístico e financeiro, nomeadamente em termos de equipamentos, bolsa de investigação no âmbito do projeto estratégico da UDR, e instalações necessários à consecução deste trabalho.
- Finalmente uma palavra de apreço aos restantes colegas investigadores e colaboradores do CO da UBI que estiveram sempre disponíveis a ajudar sempre que necessário.

A todos eles sem exceção desejo toda a sorte e sucesso nas vidas profissionais e pessoais.

## Resumo

Este trabalho foi realizado com o intuito de desenvolver, implementar e conseqüentemente validar um interferômetro visual para medição da Função Sensibilidade ao Contraste Neuronal média de oito indivíduos em visão central utilizando franjas de interferência com orientação espacial a  $180^\circ$  (horizontal). Para tal desenvolveu-se um sistema óptico baseado no modelo interferométrico construído anteriormente por David R. Williams (University of Rochester, NY). Além dos objetivos claros e descritos anteriormente, pretende-se com este trabalho obter uma ferramenta fiável e eficaz para realizar trabalhos mais aprofundados, robustos e precisos para estudos sobre a Função de Sensibilidade ao Contraste que serve como indicador de possíveis alterações do sistema visual humano. Os participantes eram indivíduos com visão normal e cada um repetiu o procedimento experimental por três vezes em dias diferentes, para as diferentes frequências espaciais em estudo, isto é, 2, 4, 6, 12 e 18 ciclos/grau. O método psicofísico utilizado para a recolha de dados na experiência realizada foi o “stair-case up-down” modificado que permite estimar, com base em respostas do tipo SIM-NÃO, os limiares de sensibilidade ao contraste de cada indivíduo. Os resultados obtidos foram bastante satisfatórios, tendo em linha de conta os resultados publicados em estudos anteriores, ou seja, os resultados para além de serem estatisticamente normais, são repetíveis e correlacionam-se de maneira moderada a forte, conferindo robustez, precisão e eficácia ao sistema óptico implementado, tornando-o desta forma válido e com aplicabilidade em clínica optométrica em casos específicos.

## Palavras-chave

Interferômetro visual; Padrão de franjas de interferência; Frequência e orientação espaciais; Contraste; Sensibilidade ao contraste; Função de sensibilidade ao contraste neuronal; Transformada de Fourier;

# Índice

Lista de Figuras.....	6
Lista de Tabelas.....	7
Lista de Acrónimos.....	8
1. Introdução .....	9
2. Estado da Arte .....	10
3. Métodos .....	15
3.1. Sistema Óptico.....	15
3.1.1. Formação de franjas de interferência.....	15
3.1.2. Controlo da orientação e das frequências espaciais das franjas .....	17
3.1.3. Controlo do contraste das franjas.....	19
3.1.4. Procedimento de alinhamento do interferómetro com o indivíduo .....	20
3.1.5. Procedimento psicofísico para recolha de dados.....	21
3.2. Processo Experimental .....	23
4. Resultados e Discussão .....	25
4.1 Curva de Sensibilidade ao Contraste.....	25
4.2 Repetibilidade do teste .....	27
4.3 Comparação com estudos anteriores .....	29
5. Conclusões e Trabalho Futuro .....	31
Referências Bibliográficas .....	32
Anexos .....	34
Anexo 1 .....	34
Anexo 2 .....	36
Anexo 3 .....	37
Anexo 4 .....	38
Anexo 5 .....	39

## Lista de Figuras

**Figura 1** - Esquema ilustrativo do interferômetro de dois feixes de Michelson.

**Figura 2** - Princípio de operação do estimulador interferométrico.

**Figura 3** - Esquema final do interferômetro laser implementado.

**Figura 4** - Fotografia do interferômetro visual implementado e do computador e controladores.

**Figura 5** - Imagens de um padrão de franjas de interferência com orientação a  $180^\circ$  com uma frequência espacial de 12 cpd (a) e a correspondente transformada de Fourier (b).

**Figura 6** - Exemplo da posição pupilar do olho de um indivíduo durante o processo de alinhamento. Os reflexos visíveis na pupila correspondem às 4 fontes de luz infravermelha usada para efeitos de visualização do processo de alinhamento.

**Figura 7** - Função de Sensibilidade ao Contraste Neuronal (FSC-Neuronal) média para franjas de interferência horizontais de 8 indivíduos.

**Figura 8** - Exemplo gráfico da comparação da repetibilidade entre o dia 1 e dia 2 para a frequência espacial de 4 cpd.

**Figura 9** - Correlação entre o dia 1 e dia 2 para a frequência espacial de 4 cpd.

**Figura 10** - Comparação com estudos prévios.

## Lista de Tabelas

**Tabela 1** - Exemplo de combinação de respostas do indivíduo e consequente ajuste do sistema.

**Tabela 2** - Comparação entre frequências espaciais (teste *post-hoc*).

**Tabela 3** - Coeficientes de Repetibilidade (CR) e de Correlação (CC) para os dias 1 e 2.

## Lista de Acrónimos

B1, B2 - Feixe de luz laser 1 e 2  
BS1, BS2, BS3, BS4, BS5 - Cubos divisores de feixe 1, 2, 3, 4 e 5 (Beamsplitter)  
C - Contraste  
CC - Coeficiente de correlação  
CR - Coeficiente de repetibilidade  
CV - Cubo de vidro (frequências espaciais orientadas)  
CdB - Contraste em decibéis  
DF1, DF2, DF3 - Divisores de feixe 1, 2 e 3  
DI1, DI2 - Detector de Imagem 1 e 2  
F - Filtro de densidade neutra  
FE - Filtro espacial  
FS1, FS2 - Diafragma 1 e 2 (Field Stop)  
FSC - Função de Sensibilidade ao Contraste  
FSC-Neuronal - Função de Sensibilidade ao Contraste Neuronal  
FTN - Função de Transferência Neuronal  
He-Ne - Laser de Hélio-Néon  
L1, L2, L3, L4, L5, L6 - Lentes 1, 2, 3, 4, 5 e 6  
M1, M2, M3 - Espelhos 1, 2 e 3 (Mirror)  
OD - Olho direito  
OS - Olho esquerdo  
P1, P2 - Polarizadores manuais 1 e 2  
PA1, PA2 - Polarizadores automáticos 1, 2  
SC - Sensibilidade ao Contraste  
SH1, SH2 - Obturador electrónico 1 e 2 (Electronic Shutter)  
TF-2D - Transformada de Fourier bi-dimensional  
UBI - Universidade da Beira Interior  
c.d.o. - comprimento de onda  
cpd - ciclos por grau  
dB - Décibéis

# 1. Introdução

Esta dissertação de mestrado está inserida num projeto que foi submetido e aprovado pela Comissão de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde (FCS) da Universidade da Beira Interior (UBI), com o título “Medição da Função de Sensibilidade ao Contraste Neuronal - MFSCN”, conforme carta de aprovação que se encontra no Anexo 1. Todos os trabalhos conducente ao desenvolvimento e implementação de um interferómetro visual foram desenvolvidos nos laboratórios do Centro de Óptica (CO) da Universidade da Beira Interior (UBI) no âmbito do projeto supra mencionado.

Os objectivos são bem claros e estão desde logo explícitos no título desta dissertação, construir e validar um interferómetro visual para estudo da FSC - Neuronal em visão central. O interferómetro visual foi especificamente desenvolvido e implementado para o efeito tendo com base o interferómetro descrito por Davi R. Williams (Williams, 1985a).

A organização desta dissertação é feita por capítulos onde são abordados todos os aspectos necessários para o cumprimento dos objectivos propostos. Assim, no capítulo seguinte, identificado por Estado da Arte, são referenciados alguns dos trabalhos mais importantes anteriormente desenvolvidos nesta área de investigação por diversos autores, desde a célebre demonstração de franjas de interferência de Thomas Young, passando pelo primeiro interferómetro óptico desenvolvido por Michelson até David R. Williams, responsável pela montagem e por vários estudos na área da interferometria visual, entre outros.

No decorrer do capítulo seguinte, identificado por Métodos, apresentam-se de forma detalhada os métodos e metodologia utilizados para a execução da experiência pretendida. Este capítulo está subdividido em dois, ou seja, primeiramente está explicada toda a montagem do sistema óptico: formação das franjas de interferência, controlo da orientação e das frequências espaciais das franjas, controlo do contraste das franjas, procedimento de alinhamento do interferómetro com o indivíduo e procedimento psicofísico para recolha de dados. Posteriormente é explicado todo o processo experimental.

Depois, no capítulo identificado por Resultados e Discussão, apresentam-se e discutem-se os resultados recolhidos durante o trabalho seguindo a metodologia descrita no capítulo sobre os Métodos e procede-se à comparação destes com os resultados obtidos em estudos anteriores e também referenciados nesta dissertação.

Finalmente, um capítulo dedicado às Conclusões e Trabalho Futuro.

## 2. Estado da Arte

A interferometria é uma técnica que consiste na sobreposição de duas ou mais ondas luminosas. Como resultado dessa sobreposição surge uma nova onda luminosa e na qual se pode observar um padrão de franjas claras e escuras de luz chamadas de franjas de interferência. As franjas claras surgem quando um número de ondas se juntam para formar um máximo de intensidade da onda resultante, a este fenómeno dá-se o nome de interferência construtiva. As franjas escuras surgem quando um número de ondas se juntam para criar um mínimo de intensidade da onda resultante, a este fenómeno dá-se o nome de interferência destrutiva. Colectivamente à distribuição das franjas é chamado padrão de interferência (Guenther, 1990). O limiar de contraste é definido como sendo o mais pequeno nível de contraste necessário para que se possa detectar um padrão de franjas de interferência. Segundo Michelson e Schade (Schade, 1956), o Contraste (C) pode ser definido pela seguinte expressão,  $C = (L_{max} - L_{min}) / (L_{max} + L_{min})$ , onde os componentes  $L_{max}$  e  $L_{min}$ , correspondem respectivamente aos valores máximo e mínimo da intensidade das franjas num padrão de interferência. Ao inverso do limiar de contraste é usual chamar-se Sensibilidade ao Contraste (SC). A sua variação com a frequência espacial da distribuição de franjas no padrão dá origem à Função de Sensibilidade ao Contraste (FSC).

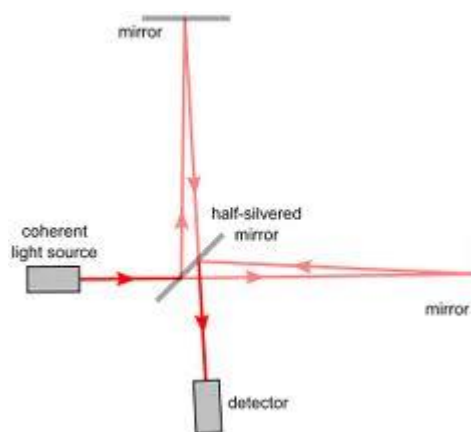
Uma vez que a interferência é um fenómeno geral entre as ondas, a interferometria é aplicável a um largo espectro de áreas, incluindo a astronomia, a sismologia, a metrologia, entre outras. A que mais interesse tem para este trabalho é a sua importância nas ciências visuais, mais especificamente a montagem de sistemas de interferometria visual com o intuito de medir a Função de Sensibilidade ao Contraste Neuronal (FSC-Neuronal) na região central da retina.

O reconhecimento do sistema visual humano pode ser dividido em dois processos. Um deles é a óptica do olho, que forma uma imagem na retina, o outro é o percurso neural retina - cérebro, que consiste na percepção pelo foto-receptor, interações neuronais na retina e subsequentes vias ópticas (Honglu and Xiumin, 2001).

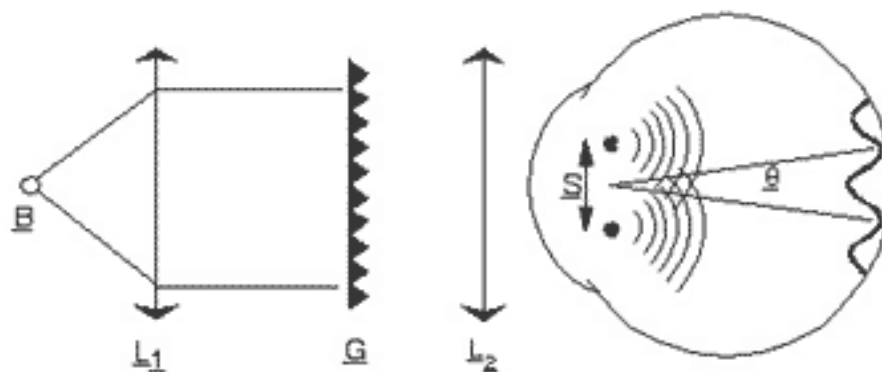
A célebre demonstração de franjas de interferência de Thomas Young (Hecht, 1998), formadas em telas por duas fontes pontuais coerentes de luz monocromática é bem conhecida de cada estudante de física elementar. Teoricamente, para luz perfeitamente coerente, as franjas terão um perfil de intensidade sinusoidal com contraste de 100% e um período angular (subtendido no ponto médio das fontes)  $\theta = \lambda / S$ , em que  $\lambda$  é o comprimento de onda da luz e  $S$  é a separação das fontes de luz coerente.

No século XIX, apesar de a sua montagem não ter sido realizada para o estudo das ciências visuais, a primeira experiência com um interferômetro óptico foi realizada pelos físicos norte-americanos Albert Abraham Michelson e Edward Morley (Michelson, 1887). Da sua montagem resultou o mais simples interferômetro de dois feixes luminosos, designado actualmente como interferômetro de Michelson. Este interferômetro consiste num feixe de luz monocromático que atravessa um espelho semitransparente e faz com que o feixe incidente seja dividido em dois. Uma parte da luz é transmitida através desse espelho até um espelho à direita, é reflectida de volta para o espelho semitransparente e então é reflectida para um detector. A outra parte é reflectida pelo espelho semitransparente até um novo espelho onde é novamente reflectida, passando através do espelho semitransparente até o detector, onde se formam franjas de interferência, ver Figura 1 (Hecht, 1998). Tais franjas são, naturalmente, visíveis para o olho humano, mas não o eram até um século mais tarde, quando Le Grand (Grand, 1935, Grand, 1937) reconheceu que, se as duas fontes coerentes na experiência de Young fossem trabalhadas dentro do olho humano, então o fundo iria tomar o lugar do ecrã de visualização e o padrão de interferência seria formado directamente sobre a retina. Na Figura 2 pode verificar-se que a luz do ponto B é colimada pela lente L1 e difractada pela grelha sinusoidal G. Os raios difractados são focalizados pela lente L2 em duas fontes pontuais de separação de S. As franjas de interferência sinusoidais formadas na retina têm um período angular  $\theta$  (Thibos and Bradley, 1992).

Esta nova forma de estimulação visual produz um padrão de alto contraste, que é em grande parte imune aos efeitos normais e atenuantes do erro refractivo, das aberrações do sistema óptico do olho e da difração na pupila (Thibos, 1990).



**Figura 1** - Esquema ilustrativo do interferômetro de dois feixes de Michelson.  
Retirado e adaptado de: (Michelson, 1887)



**Figura 2** - Princípio de operação do estimulador interferométrico.  
Retirado e adaptado de: (Thibos and Bradley, 1992)

Para as ciências visuais, o interferômetro visual tem grande importância pois permite gerar padrões de interferência diretamente sobre a retina o que permite explorar a FSC-Neuronal do ser humano. No geral, a FSC é considerada a descrição mais completa da função visual (Wilson, 1990) e fornece um sumário rápido e proveitoso da resposta global do sistema visual humano a padrões de frequências espaciais diferentes. Este tipo de FSC foi designada como Função de Transferência Neuronal (FTN), porque representa apenas a contribuição dos componentes neurais do sistema.

Os primeiros registros de trabalhos realizados com a técnica de franjas de interferência foram realizados por vários físicos (Grand, 1937, Byram, 1944, Westheimer, 1960, Arnulf and Dupuy, 1960a, Arnulf and Dupuy, 1960b) e cuja principal dificuldade era obter uma fonte de luz coerente e com brilho elevado. Nestes estudos percebeu-se entre outras coisas que a redução da desfocagem e a correção de aberrações não melhorava muito a resolução humana das franjas de interferência.

Em meados da década de 60, mais propriamente no ano de 1965, com uma versão melhorada desta técnica e do sistema óptico que compõe o interferômetro, Campbell e Green publicaram os primeiros resultados relacionados com a resolução de franjas de interferência produzidas diretamente na retina, utilizando o *by-pass* dos efeitos da óptica do olho, ou seja, poder verificar o poder de resolução da retina sem uma prévia alteração do padrão de interferência pela óptica do olho. Nesse trabalho foram medidos os limiares de contraste para a resolução das franjas de interferência com frequências espaciais verticais a variar desde 3 cpd até 100 cpd e verificou-se que nas baixas a médias frequências espaciais a sensibilidade aumenta moderadamente até que atinge um pico, começando depois a cair linearmente com o aumento da frequência espacial. A sensibilidade ao contraste diminuiu aproximadamente em termos exponenciais com o aumento da frequência espacial, atingindo a superfície de corte entre os 50 cpd e 60 cpd (Campbell and Green, 1965).

Anos mais tarde Dressler e Rassow testaram a FSC-Neuronal e a FSC global com franjas sinusoidais para aplicação clínica, uma vez que se mostrou o seu valor e aplicabilidade para a

compreensão teórica da visão espacial. No que diz respeito à FSC-Neuronal, segundo estes autores, frequências espaciais muito altas só eram vistas por observadores bem treinados e por isso restringiram como frequência máxima 45 cpd e 1 cpd como frequência mínima. Os resultados obtidos eram semelhantes aos anteriormente obtidos por Campbell e Green para padrões de interferência verticais (testados nesta posição para poderem ser comparados com outros autores). Dressler e Rassow verificaram que não havia qualquer evidência de que as medições neuronais da SC eram características de determinados defeitos neuronais. Mas também verificaram que, se o teste não for demorado e por ser muito sensível, podia ser usado em rastreios de detecção de defeitos neuronais de visão central (Dressler and Rassow, 1981).

Em 1985, David R. Williams, apresentou no artigo “Aliasing in human foveal vision”, um esquema mais elaborado de um interferómetro visual (Williams, 1985a). Os avanços no controlo de luz coerente tornaram possível a construção de um interferómetro laser que introduzia frequências espaciais de alto contraste na retina sem os habituais problemas associados à produção e controle de franjas de interferência e que permitia medições de SC com frequências espaciais acima do limite de resolução (frequência de Nyquist). Este dispositivo permitia uma demonstração objectiva dos fenómenos de *aliasing* na visão fóveal humana, clarificando as restrições impostas pelo mosaico foto-receptor da retina na resolução visual.

Williams verificou ainda que a SC máxima apesar de ter valores mais baixos que em anteriores estudos, estava localizada perto dos 10 cpd ao contrário dos 6 cpd observados por Campbell e Green em 1965, e também por Dressler e Rassow em 1981. Este fenómeno é explicado pelo facto de a luz coerente utilizada no estudo conter ruído e manchas, funcionando como máscara e conseqüentemente reduzindo a SC. Outro fenómeno verificado coincide, em certa parte, com o que anteriores investigadores tinham verificado, ou seja, a SC decresce à medida que aumenta a frequência espacial. O que não se verificou neste caso foi a situação da frequência de corte, isto é, para Westheimer, 1960 e Campbell e Green, 1965, a frequência de corte estava entre 50 cpd e 60 cpd, e neste estudo esse facto não se verificou para nenhum dos observadores, segundo palavras de Williams “não chega nem mesmo se aproxima do eixo das abciscas na vizinhança de 50-60 cpd, o limite de resolução clássica obtida com franjas de interferência” (Williams, 1985a).

Numa outra publicação, Williams, descreve um método aperfeiçoado para medir a SC interferométrica na faixa sobre a qual as franjas podem ser resolvidas na sua forma habitual (sem *aliasing*), ou seja, de 10 cpd a 65 cpd. Nesta experiência, Williams verificou que o sistema visual neuronal é substancialmente mais sensível às frequências espaciais perto do limite de resolução do que se acreditava anteriormente, ele diz ainda que o mosaico de cones não é responsável por perdas de SC entre 10 cpd e 65 cpd, essas perdas devem-se,

provavelmente, a factores neuronais, tais como a somação espacial entre cones, acrescentando ainda que a SC neuronal do sistema visual para franjas de interferência proporciona uma estimativa mais baixa da SC, porque as franjas de interferência são imunes à maioria das fontes de desfocagem ópticas no olho. O problema do ruído também não foi esquecido e Williams faz referência às várias fontes causadores de ruído, entre elas, a fonte de luz coerente e o próprio olho do observador (principalmente na fronteira entre córnea/ar e ainda as partículas “voadoras” do vítreo). Segundo o autor, estes factores podem produzir uma máscara potente de encobrimento. A luz incoerente para controlar o contraste podia ser uma solução para atenuar o ruído. Em termos gerais, os dados são parecidos com os de estudos anteriores, com um ligeiro aumento da SC para altas frequências espaciais (40-60 cpd), explicadas por melhorias no protocolo e no sistema interferométrico (Williams, 1985b).

Assim, nesta dissertação de mestrado pretende-se validar os resultados das medições de SC, e em particular da FSC-Neuronal, utilizando para isso um interferómetro visual especificamente desenvolvido e implementado para o efeito com base no interferómetro descrito por David R. Williams (Williams, 1985a).

## 3. Métodos

No âmbito do projeto submetido e aprovado pela Comissão de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade da Beira Interior, com o título, “Medição da Função de Sensibilidade ao Contraste Neuronal - MFSCN”, foi desenvolvido e implementado no Centro de Óptica da Universidade da Beira Interior (COUBI) um interferómetro laser que projeta na retina do olho de um indivíduo um padrão de franjas de interferência com orientação e frequência espacial variáveis por forma a poder-se medir e registar a sua FSC-Neuronal fazendo-se o *bypass* à óptica do olho.

### 3.1. Sistema Óptico

O sistema óptico que foi implementado, e que traduz uma versão cuidadosamente modificada do interferómetro laser proposto por David R. Williams (Williams, 1985a) e adaptado às necessidades deste trabalho, encontra-se esquematizado de forma detalhada na Figura 3 e respectiva vista fotográfica na Figura 4.

A fonte de luz coerente é fornecida por um laser de gás Hélio-Néon estabilizado, classe 3B, com 1 mW de potência e com comprimento de onda de 632,8 nm da marca Spectra-Physics, modelo 117A. O feixe de luz laser é direccionado para o trajecto principal do sistema óptico através de um pequeno espelho (M1) colocado a 45°, pois a fonte encontra-se na vertical por motivos de gestão de espaço na bancada óptica.

#### 3.1.1. Formação de franjas de interferência

O feixe de luz laser é atenuado e transmitido por um filtro de densidade neutra OD 2.0 (F) reduzindo consequentemente a sua potência a 0,25 mW (250  $\mu$ W). Em seguida, um filtro espacial (FE) constituído por uma objectiva microscópica 20x e um orifício (*pinhole*) com 20  $\mu$ m de diâmetro elimina todo o ruído à excepção do anel de primeira ordem do padrão de difracção produzido que expande o feixe. Um diafragma (FS1) limita o diâmetro do feixe expandido a cerca de 20 mm, e posteriormente a lente (L1) de 175 mm colima o feixe de luz laser antes deste se separar em dois. Este fenómeno de divisão do feixe colimado ocorre num cubo de vidro que actua como divisor de feixe (BS2). Os feixes emergentes irão descrever trajectórias semelhantes mas opostas. Assim, o feixe transmitido (B1) é guiado até ao espelho (M2) e reflectido em direcção a uma lente (L2) de 150 mm. A partir desta o feixe de luz laser

converge até ao foco, onde se colocou centrado o cubo de vidro (CV) que irá controlar a orientação e a frequência espacial das franjas de interferência. Daqui diverge em direcção à lente (L3) de 150 mm, onde é novamente colimado e reflectido pelo espelho (M3) novamente na direcção do divisor de feixe (BS2), onde se juntará, interferindo, ao feixe reflectido (B2) que fez o percurso oposto ao seu, criando-se assim um padrão de interferência cuja orientação e frequência espacial dependem da posição do cubo de vidro (CV).

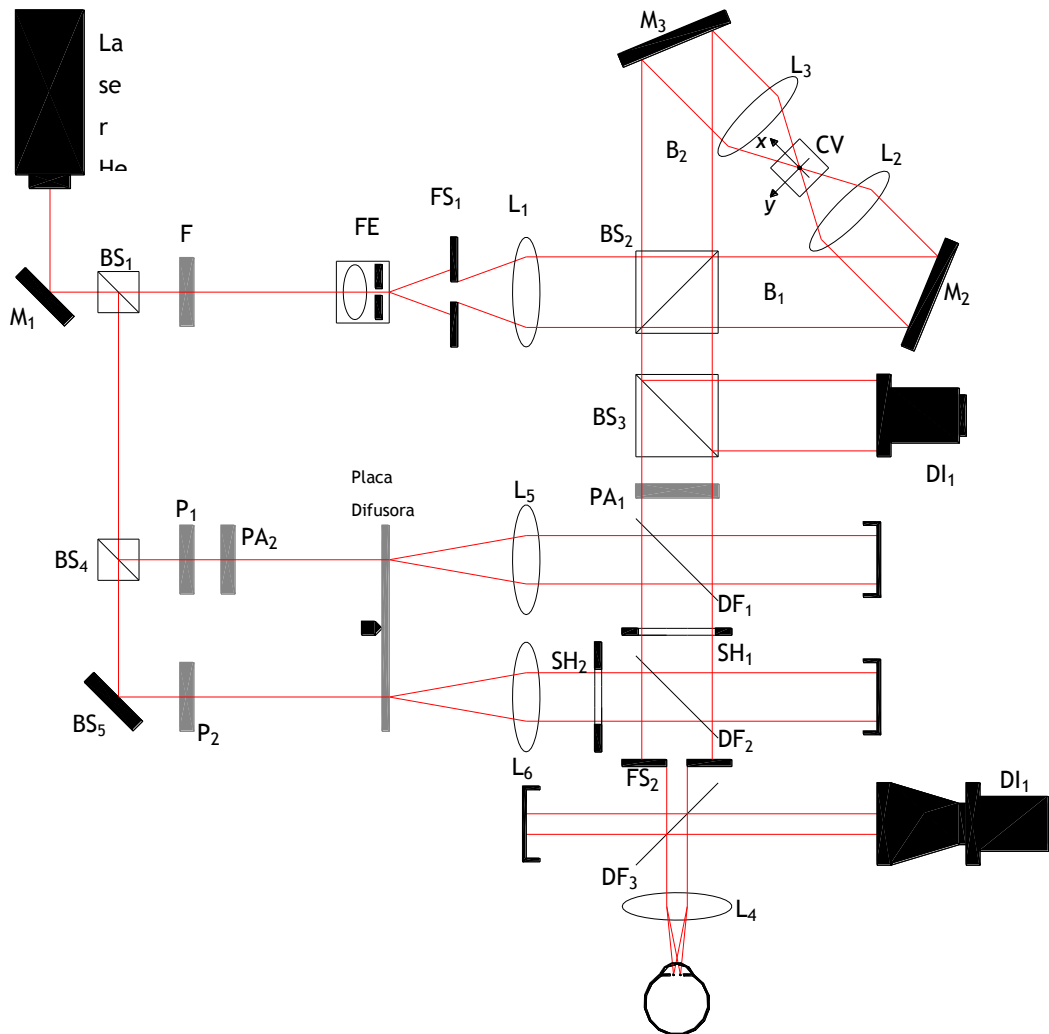


Figura 3 - Esquema final do interferómetro laser implementado.

A potência do feixe de luz laser recombinado é agora de  $31,23 \mu\text{W}$ , a luz é polarizada e no trajecto até ao olho do indivíduo, o feixe passa através de um polarizador motorizado (PA1) da marca Newport, modelo PR50PP, que é controlado automaticamente por um computador e um controlador da marca Newport, modelo ESP300, dedicados, e que vai permitir variar a intensidade das franjas de interferência de acordo com a Lei de Malus (Hecht, 1998). Em seguida, um diafragma (FS2) com uma abertura de 4 mm limita a área visível das franjas a um campo de visão com  $2^\circ$ , por forma a iluminar apenas a zona da fóvea na retina o que corresponde à visão central (Rovamo et al., 1982).

Posteriormente, uma lente (L4) de 120 mm faz com que os dois feixes de luz laser colimada converjam para o seu foco. As duas fontes de luz laser pontuais assim criadas vão interferir e criar um padrão de franjas com frequência espacial e orientação ajustável na retina do indivíduo. Nesta fase, o indivíduo tem de ser corretamente posicionado, por forma a permitir que estas fontes de luz pontuais estejam alinhadas com o plano da pupila do indivíduo (Visão Maxwelliana), proporcionando a centragem e a focagem correcta do indivíduo, criando um padrão de luz com intensidade uniforme e evitando-se o efeito que o tamanho da pupila exerce na quantidade de luz que chega à retina.

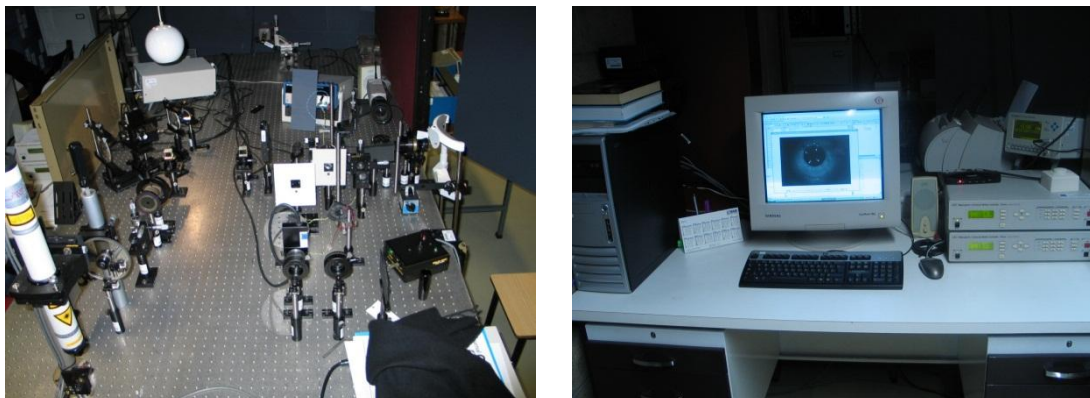


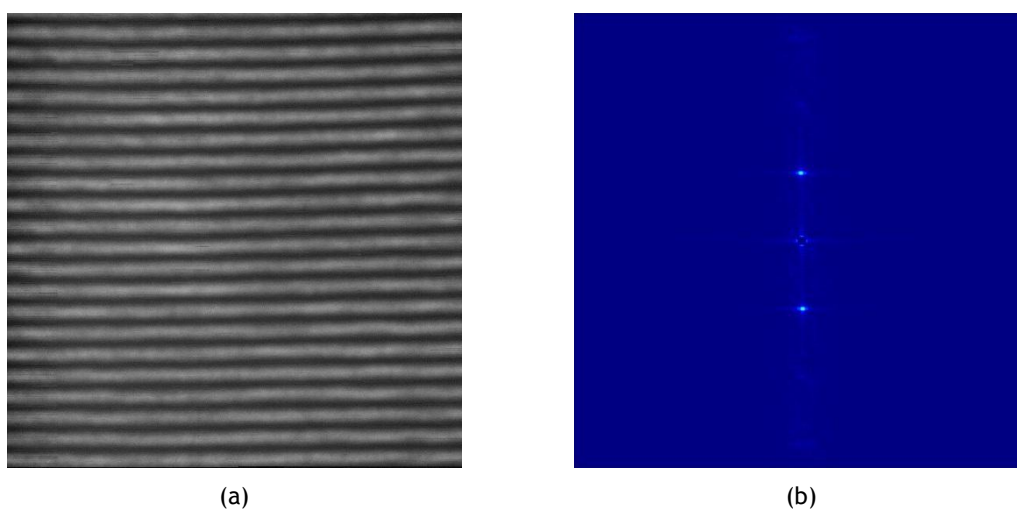
Figura 4 - Fotografia do interferómetro visual implementado e do computador e controladores.

### 3.1.2. Controlo da orientação e das frequências espaciais das franjas

O cubo de vidro (CV), que também é controlado pelo mesmo computador e por outro controlador da marca Newport, modelo ESP300, faz dois tipos de movimento através de duas bases motorizadas de rotação da marca Newport, modelo PR50PP. O primeiro movimento consiste na rotação em torno da sua base, eixo z de coordenadas cartesianas como indicado na Figura 3, que se designa por coordenada ( $b$ ), e o segundo movimento consiste na rotação do cubo em torno do eixo y de coordenadas cartesianas tal como indicado também na Figura 3, que aqui se designa por coordenada ( $s$ ). Tal como foi já referido anteriormente este componente é responsável pelo controlo e variação da orientação e das frequências espaciais das franjas de interferência geradas.

Através de uma aplicação informática escrita em linguagem de programação MATLAB, foi possível desenvolver uma rotina que faz um varrimento das várias posições de CV, mais propriamente no intervalo de coordenadas de  $-5,0^\circ$  a  $5,0^\circ$  e com um passo de  $0,71^\circ$  (a resolução do sistema de rotação motorizado é de  $0,01^\circ$ ). Esta aplicação permite combinar as possíveis posições das coordenadas  $b$  e  $s$ , por forma a registar as posições que correspondem às orientações de  $0^\circ$  a  $180^\circ$  e a frequências espaciais desde  $0,5$  cpd até  $30$  cpd. A verificação da orientação, tal como da frequência espacial, é feita através de uma sub-rotina que recorre

à aplicação da análise de Fourier ao padrão de franjas de interferência gerado em cada instante (Steward, 1987). Um detector de imagem (DI1) da marca COHU, modelo 4910, estrategicamente colocado no interferômetro através do divisor de feixe (BS3) registra em tempo real imagens do padrão de franjas de interferência gerado com ampliação unitária. Essas imagens, que têm 576x576 pixels, servem de entrada para o cálculo da Transformada de Fourier 2D (TF-2D) do padrão transformando o espaço de frequências espaciais no espaço de frequências de Fourier que é proporcional ao inverso do espaço de frequências espaciais através da relação  $dpf = 1/(N \times dpe)$ , onde  $dpe$  representa o tamanho de cada pixel no plano das frequências espaciais,  $N$  o tamanho da imagem e  $dpf$  o tamanho de cada pixel no plano de Fourier. Na figura 5 está representada uma imagem de um padrão de franjas de interferência e a correspondente transformação para o domínio de Fourier.



**Figura 5** - Imagens de um padrão de franjas de interferência com orientação a  $180^\circ$  com uma frequência espacial de 12 cpd (a) e a correspondente transformada de Fourier (b).

O padrão no domínio de Fourier que corresponde a um padrão de franjas de frequência espacial regular e periódico é constituído por uma sequência de picos simétrica em torno da origem (frequência de Fourier zero) e de intensidade decrescente para a periferia (frequências de Fourier elevadas). A sub-rotina desenvolvida para o efeito determina automaticamente a partir deste padrão qual é a frequência de Fourier de ordem 1 (pico de maior intensidade), assim como o ângulo de orientação dessa sequência de picos. A frequência de Fourier está relacionada com a frequência espacial das franjas pela equação  $fe = (dh \times dpf) / 360$ , onde,  $dh$  é metade da distância entre os dois picos de maior intensidade,  $dpf$  é o factor de correção que representa o tamanho de cada pixel no domínio de Fourier, 360 corresponde a um ciclo completo expresso em graus e  $fe$  é a frequência espacial expressa em cpd. O ângulo de orientação do padrão de franjas de interferência gerado é igual ao ângulo medido no domínio de Fourier acrescido de  $90^\circ$ , correspondendo assim ao ângulo que lhe é perpendicular, conforme se mostra na Figura 5.

A distância a que foi colocado DI1 no interferómetro foi cuidadosamente estimada para que os valores obtidos no processo de calibração do interferómetro correspondam à verdadeira frequência espacial apresentada ao indivíduo. Esta correspondência foi calculada comparando os resultados da aplicação informática com medições feitas manualmente num alvo junto à posição do indivíduo.

As coordenadas  $b$  e  $s$  da posição angular de CV correspondentes às frequências espaciais usadas neste estudo e que foram 2, 4, 6, 12 e 18 cpd, respectivamente para as orientações de 45°, 90°, 135° e 180°, foram armazenadas em ficheiros de calibração separados para serem posteriormente utilizados na aplicação informática final que executará todo o protocolo de medição da FSC-Neuronal.

### 3.1.3. Controlo do contraste das franjas

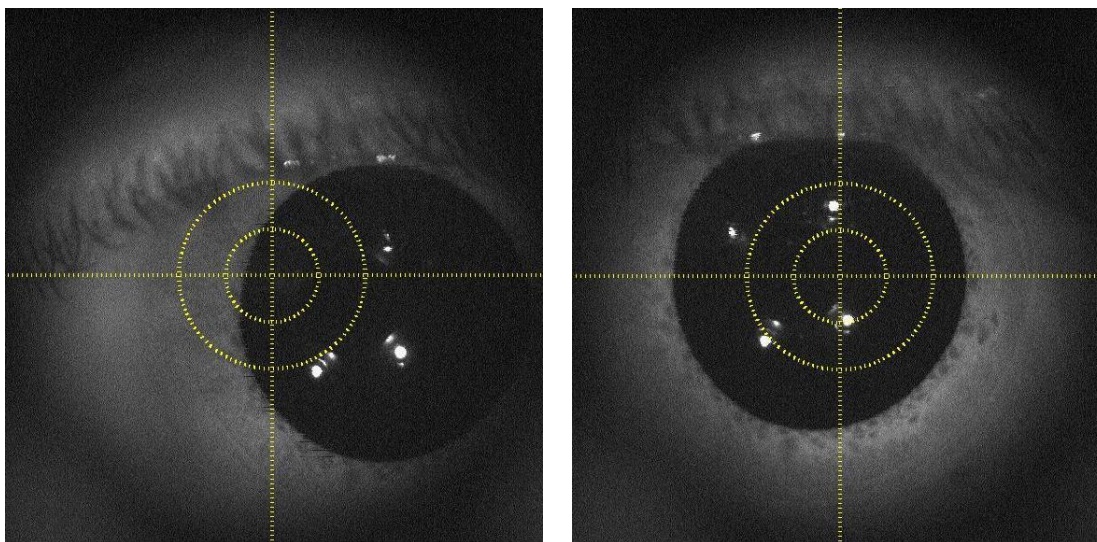
O controlo do contraste das franjas de interferência geradas pelo interferómetro é feito através de um feixe de luz laser secundário, isto é, um feixe de luz proveniente do feixe de luz laser principal que foi desviado por um divisor de feixe (BS1) para uma trajectória secundária, tal como se representa na Figura 3. Este divisor de feixe (BS1) reflecte o feixe de luz laser em direcção a um polarizador (P1) com posição fixa, que vai polarizar o feixe até aqui parcialmente polarizado devido às sucessivas reflexões a que foi sujeito, para além de atenuar também a sua potência até aos 31,25  $\mu\text{W}$ . Seguidamente encontra-se um polarizador motorizado (PA2) da marca Newport, modelo PR50PP, que controla através do computador e pelo controlador da marca Newport, modelo ESP300, a intensidade deste feixe de luz de acordo com a Lei de Malus. Ao passar posteriormente através de uma placa difusora rotativa que quebra a sua coerência, este feixe de luz, é colimado por uma lente (L5) com uma distância focal de 250 mm que é finalmente inserido no trajecto do feixe de luz principal e cuidadosamente alinhado com o padrão de franjas através de um outro divisor de feixe (DF1) igualmente limitado a 4 mm pelo diafragma (FS2). Desta forma, o contraste das franjas de interferência pode ser ajustado automaticamente através do computador ajustando as posições dos polarizadores PA1 e PA2 que estão inseridos nos feixes de luz primário e secundário, respectivamente. Ao adicionar-se luz incoerente (feixe secundário) é sempre retirada luz coerente (feixe primário), e vice-versa, por forma a manter sempre constante a potência total do feixe de luz que chega à retina do indivíduo, cuja potência não ultrapassa os 31,25  $\mu\text{W}$  e que corresponde a uma iluminação retiniana de 22,12 trolands e que está muito abaixo do limite máximo permitido que é de cerca de 1000 trolands (M. Aguilar, 1954).

Os diversos valores da potência dos feixes principal (padrão de interferência) e secundário (luz de contraste) foram registados segundo a Lei de Malus para as diferentes posições dos polarizadores PA1 e PA2. Este varrimento foi efectuado executando uma rotina específica, também escrita em linguagem de programação MATLAB, que se inicia na posição 0° de cada

um dos polarizadores e termina na posição  $90^\circ$  em passos de  $10^\circ$ . Para cada posição do polarizador é medida e registada a potência do feixe através de um PowerMeter da marca Newport, modelo 1930C, que se encontra ligado ao computador dedicado. Os valores das potências são armazenados automaticamente em ficheiros de ajuste para cada uma das orientações e frequências espaciais seleccionadas, ou seja para as orientações de  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $135^\circ$  e  $180^\circ$  e frequências espaciais de 2, 4, 6, 12 e 18 cpd, respectivamente. Os valores da potência armazenados serão posteriormente interpolados, de forma obter uma maior e fina discriminação do controlo de contraste. Estes ficheiros de ajuste, assim como os ficheiros de calibração serão utilizados na aplicação informática final que executará todo o protocolo de medição da FSC-Neuronal, como já foi referido.

### 3.1.4. Procedimento de alinhamento do interferómetro com o indivíduo

Tal como se pode ver nas Figuras 3 e 4, o indivíduo que vai realizar um teste coloca-se na posição indicada onde se via formar o padrão de franjas de interferência. Nesta zona de observação, foi colocado um detector de imagem (DI2), da marca COHU, modelo 4910, que adquire e regista *in-vivo* imagens do olho do indivíduo com a ajuda de um divisor de feixe (DF3), conforme se mostra a título de exemplificação na Figura 6.



**Figura 6** - Exemplo da posição pupilar do olho de um indivíduo durante o processo de alinhamento. Os reflexos visíveis na pupila correspondem às 4 fontes de luz infravermelha usada para efeitos de visualização do processo de alinhamento.

Para um melhor controlo, o obturador (SH2), que se encontra imediatamente antes do divisor de feixe (DF2), abre e o indivíduo observa uma mancha de luz circular, uniforme e incoerente, com 4 mm de diâmetro, proveniente do feixe secundário mas com uma trajetória diferente deste. Este trajeto terciário é proveniente do feixe transmitido por BS4 e reflectido por BS5 na direção de P2, polarizador de posição fixa que mantém a potência do feixe a 31.25

$\mu\text{W}$ . Tal como a luz incoerente de contraste, este feixe perde a sua coerência ao passar através da mesma placa difusora rotativa. Posteriormente é colimado por uma lente (L6) com uma distância focal de 250 mm e alinhado cuidadosamente com o feixe principal através de DF2. Devido à colocação do obturador SH1 entre DF1 e DF2, que se encontra fechado na altura do alinhamento, o indivíduo apenas vê um estímulo visual circular (4 mm de diâmetro), uniforme e incoerente com intensidade constante. Na rotina de alinhamento integrada no aplicativo informático é mostrada a imagem do olho do indivíduo justaposta com uma mira central de centragem, previamente alinhada com um alvo fixo na zona de observação. Desta forma é possível alinhar, centrar e focar a pupila do olho do indivíduo que repousa a sua cabeça numa mentoneira móvel.

### 3.1.5. Procedimento psicofísico para recolha de dados

A recolha de dados consiste simplesmente na obtenção de respostas do tipo SIM, as franjas são visíveis, ou NÃO, as franjas não são visíveis, quando são mostradas ao indivíduo em teste franjas de interferência de contraste variável. O contraste é automático e dinamicamente ajustado em função das respostas que o indivíduo vai dando de acordo com o algoritmo “stair-case” previamente definido.

As respostas são dadas através de uma *response box* criada para o efeito e que se encontra ligada ao computador dedicado. O indivíduo em teste tem duas possibilidades, responder SIM, caso veja o padrão de franjas mostrado, ou responder NÃO caso não o consiga distinguir, usando um método de dupla escolha forçada. O valor do contraste varia entre 0 (contraste mínimo) e 1 (contraste 100%) sendo posteriormente convertido e registado em dB de acordo com a seguinte expressão:  $CdB = -20 \times \log(C)$ .

O procedimento psicofísico utilizado neste trabalho é um procedimento “*stair-case up-down*” modificado. O simples procedimento “*up-down*” aumenta o nível do estímulo (aumenta o contraste entre franjas de interferência e o fundo) quando a resposta é negativa (NÃO) e reduz o nível do estímulo (diminui o contraste entre franjas de interferência e o fundo) quando a resposta é positiva (SIM). Em cada nível o estímulo tem a mesma probabilidade de respostas negativas e positivas (Leek, 2001).

Enquanto uma “*stair-case up-down*” normal tem os mesmos incrementos independentemente do tipo de resposta, na “*stair-case up-down*” modificada cada incremento é igual ou metade do incremento anterior. Antes da primeira inversão quando todos os incrementos são na mesma direção, o incremento é igual ao incremento máximo, neste caso 4 dB. Após as inversões os incrementos são metade do anterior, isto é, 2 dB, 1 dB e 0,5 dB, respectivamente. Quando se verifica uma inversão de respostas, quer seja SIM-NÃO ou NÃO-

SIM, o sistema mostra novamente o mesmo padrão de franjas com o mesmo contraste, despistando um possível erro de julgamento. Caso se confirme a inversão, o sistema reduzirá o incremento para metade do anterior, caso contrário mantém o mesmo incremento até se verificar uma inversão.

Todo este processo é feito em poucos segundos e automaticamente. O obturador SH1 fecha (corta o padrão de interferência) e SH2 abre (luz de fundo) para manter a retina estimulada, após o ajuste dos polarizadores PA1 e PA2, o obturador SH1 abre e o SH2 fecha simultaneamente.

O critério de paragem do teste atingido quando o valor de incremento de contraste chega a 0,25 dB. O limiar de contraste a registar é definido na última inversão efectuada pelo indivíduo.

A Tabela 1 ajuda a melhor perceber o funcionamento dos ajustes de contraste feitos pelo sistema consoante as respostas dadas. Os valores são apenas exemplificativos e não correspondem a nenhum teste efectuado.

**Tabela 1** - Exemplo de combinação de respostas do indivíduo e consequente ajuste do sistema.

Sensibilidade ao Contraste (dB)	Resposta do Indivíduo (S-Sim, N-Não)
4	S
8	S
12	S
16	S
20	N
20	N (Inversão)
18	N
16	N
14	S
14	S (Inversão)
15	S
16	S
17	N
17	N (Inversão)
16,5	N
16	S
16	S (Inversão)
Fim de Apresentação	

## 3.2. Processo Experimental

Tal como mencionado no título desta dissertação, o propósito do trabalho consiste em construir e validar um interferómetro visual capaz de permitir um estudo robusto, fiável, repetível e alargado da FSC-Neuronal.

Na realização desta experiência procedeu-se a uma recolha de dados para medição da FSC em oito indivíduos (N=8) do género masculino (7) e feminino (1) com idades compreendidas entre os 21 e 51 anos e com uma mediana de 31,5. Cada indivíduo repetiu por três vezes o protocolo do teste para uma orientação selecionada (180°), percorrendo aleatoriamente as frequências espaciais selecionadas (2, 4, 6, 12 e 18 cpd) e em dias diferentes, isto é, o primeiro teste corresponde ao dia 1, e assim sucessivamente. A experiência foi realizada na ausência total de luz e o diâmetro pupilar médio dos indivíduos foi de  $6,4 \pm 1,6$  mm. Os indivíduos participaram na realização do estudo após terem lido e assinado o respectivo consentimento informado, tal como se encontra transcrito no Anexo 2 desta dissertação.

Inicialmente a aplicação informática desenvolvida e implementada para o efeito, e que executará todo o protocolo para recolha e registo de dados com vista à medição da FSC-Neuronal, armazena um conjunto de dados relativos ao indivíduo que vai realizar o teste, nomeadamente a sua identificação, respectivas siglas, idade, género e o olho a ser testado, esquerdo (OS) ou direito (OD). O passo seguinte é selecionar os ficheiros de calibração e de ajuste que contêm os dados relativos às orientações e às frequências espaciais selecionadas para o teste, e os respectivos dados para controlo do contraste das franjas de interferência a gerar. O sistema informático regista automaticamente uma imagem de cada padrão de franjas de interferência gerado, que irá ser mostrado para efeito de seguimento e controlo da experiência. Depois segue-se a fase de alinhamento/verificação de alinhamento e focagem pupilar, tal como foi descrito na seção “Procedimento de alinhamento do interferómetro com o indivíduo”. A imagem do olho do indivíduo em teste também é registada para efeitos de medição e controlo do diâmetro pupilar ao longo da experiência. Enquanto decorre este processo, o obturador SH1 está fechado, isto é, não existe padrão de franja visível. Por outro lado o obturador SH2 está aberto o que permite a visualização de um estímulo visual circular, uniforme e de intensidade constante, que facilita o alinhamento/verificações e mantém também a retina do olho do indivíduo estimulada. Seguida e simultaneamente, o obturador SH2 fecha e SH1 abre, tornando visível um novo estímulo visual circular, que é composto por um padrão de franjas de interferência com uma determinada orientação e frequência espacial de contraste aleatório e que varia entre 10% e 40%, ou seja, entre 20 dB e 8 dB.

Após um sinal sonoro, que indica que o sistema está pronto para a realização da experiência, o indivíduo deve começar o teste respondendo em função do que está a visualizar para cada

um dos estímulos apresentados, isto é, SIM caso veja o padrão de franjas de interferência na orientação selecionada, caso contrário a resposta deverá ser NÃO.

Ao ser atingido o critério de paragem (incremento de contraste igual a 0,25 dB) a apresentação do estímulo com uma dada orientação e frequência espacial, o sistema prossegue repetindo novamente todo o processo atrás descrito selecionando aleatoriamente uma nova frequência espacial e o respectivo ficheiro de ajuste. Regista a imagem do padrão de franjas de interferência e da pupila do olho do indivíduo, seleciona um novo contraste inicial aleatório e recolhe as respostas do indivíduo de acordo com o protocolo de variação de contraste descrito. Quando as cinco frequências espaciais em estudo, para uma dada orientação, são mostradas e as respectivas respostas forem registadas e armazenadas para processamento posterior o teste termina.

Cada teste é efectuado para uma determinada orientação e as frequências espaciais são mostradas aleatoriamente tal como o valor inicial do contraste das franjas de interferência. Convém referir que o padrão de franjas inicial é sempre visível para as frequências espaciais apresentadas. O teste repetiu-se três vezes para uma dada orientação (180°) e respectivas frequências espaciais (2, 4, 6, 12 e 18 cpd), em dias diferentes.

Relativamente ao processamento dos dados registados nesta experiência foram efetuados testes estatísticos descritivos e paramétricos, usando o aplicativo de software SPSS, em particular, testes de normalidade, entre eles o teste ANOVA 1-Way (*post-hoc*) e Shapiro-Wilk e ainda a análise de Bland-Altman.

## 4. Resultados e Discussão

Neste capítulo pretende-se apresentar e discutir os resultados obtidos no decorrer do trabalho bem como comparar os resultados da FSC-Neuronal medida a  $180^\circ$  com os resultados de outros estudos, de forma a podermos validar a construção do interferômetro visual implementado. Num trabalho realizado em paralelo, utilizando o mesmo sistema óptico, o mesmo método psicofísico e os mesmos indivíduos, a principal incidência está centrada na avaliação do efeito oblíquo no estudo da FSC-Neuronal (Corte-Real, 2012).

### 4.1 Curva de Sensibilidade ao Contraste

A partir da recolha de dados descrita nos métodos e para validar o interferômetro visual implementado vamos analisar e comparar os dados da FSC-Neuronal média de 8 indivíduos para um conjunto de cinco frequências espaciais (2, 4, 6, 12 e 18 ciclos/grau) com um padrão de franjas horizontais orientadas a  $180^\circ$ . Posteriormente, após uma análise estatística e discutida a sua validade, estes dados serão comparados com estudos anteriores, os mesmos anteriormente abordados nesta dissertação, mais propriamente no capítulo do Estado da Arte. Para tal, reproduzimos a experiência clássica e já descrita anteriormente, que nos permitiu medir e determinar a FSC - Neuronal em visão central. A Figura 7 representa graficamente os valores médios da FSC - Neuronal média para franjas de interferência horizontais ( $180^\circ$ ). Nesta figura estão também representados os intervalos de confiança superior e inferior para um grau de confiança de 95%.

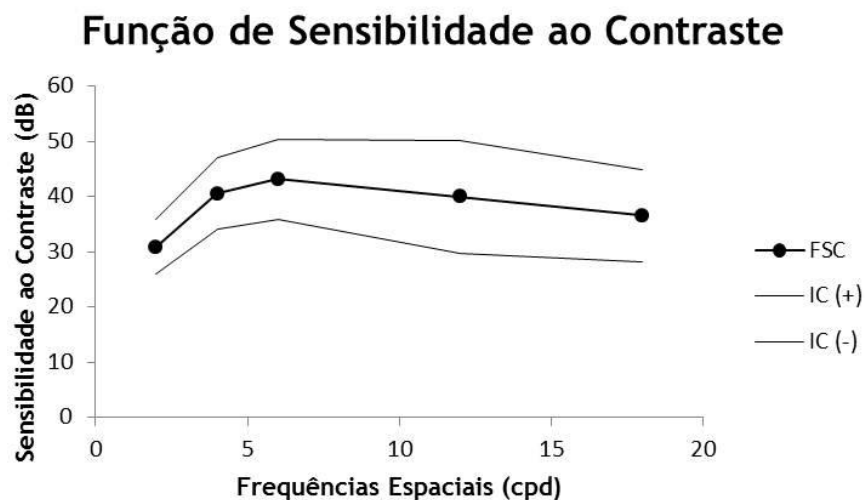


Figura 7 - Função de Sensibilidade ao Contraste Neuronal (FSC-Neuronal) média para franjas de interferência horizontais de 8 indivíduos.

Ao analisar o gráfico da Figura 7, que representa a FSC - Neuronal para franjas horizontais, percebemos que este toma a forma de uma função passa banda, consistente com a FSC global. Como já foi supracitado, podemos verificar que à medida que aumenta a frequência espacial, a SC diminui exponencialmente. O seu pico de sensibilidade é comum a todos os observadores (ver tabela no Anexo 3) e registou-se para a frequência de 6 cpd, tal como verificado no estudo de Campbell e Green e Dressler e Rassow (Campbell and Green, 1965, Dressler and Rassow, 1981).

Na Tabela 2 estão representados os resultados obtidos através da realização da estatística de ANOVA 1-Way, mais propriamente, o teste de *post-hoc*. Com este teste pretende-se mostrar se as frequências espaciais testadas têm ou não diferenças estatisticamente significativas quando combinadas entre si. Os resultados abaixo apresentados encontram-se já com a correção de Bonferroni, que consiste em multiplicar o número de testes feitos pelo nível de confiança associado a cada uma delas. O resultado obtido é comparado com o nível de significância, que neste caso é de 0,05 (5%).

**Tabela 2 - Comparação entre frequências espaciais (teste *post-hoc*).**

Frequências Espaciais (cpd)	2	4	6	12	18
2	-	F(1,7)=215,921 p=0,000	F(1,7)=297,910 p=0,000	F(1,7)=64,255 p=0,000	F(1,7)=25,018 p=0,002
4	-	-	F(1,7)=21,741 p=0,002	F(1,7)=0,375 p=0,560	F(1,7)=15,881 p=0,005
6	-	-	-	F(1,7)=15,355 p=0,006	F(1,7)=29,568 p=0,001
12	-	-	-	-	F(1,7)=9,389 p=0,018
18	-	-	-	-	-

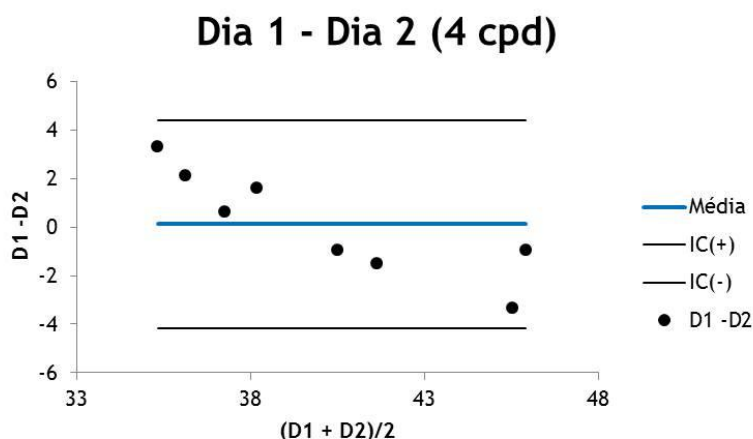
Ao efetuar os testes de normalidade para estes dados (ver tabela no anexo 3), podemos concluir que as variáveis, frequência espacial e orientação, são estatisticamente significativas para um grau de confiança de 95%, pois todas elas têm um *p-value* que é  $p < 0,05$ . Para além do teste de Shapiro-Wilk, que nos mostra que os dados obtidos são normais, efetuou-se o teste de ANOVA 1-Way, tomando a frequência espacial como variável independente. Este teste permite-nos retirar algumas conclusões importantes acerca das frequências espaciais estudadas, entre elas, podemos concluir que há diferenças na SC para as diferentes frequências espaciais,  $F(4,28)=48,878$  com  $p=0,000$  ( $p < 0,05$ ). Podemos também verificar quais são as frequências que diferem entre si, tal como nos mostra a Tabela 2 com as correções de Bonferroni, os dados a vermelho mostram-nos essas diferenças. Nesses pontos da

curva da FSC média, o declive da reta para zonas de baixas e altas frequências espaciais, é diferente de zero. Não se registam diferenças significativas entre os 4 e os 12 cpd, pois os valores de SC correspondentes são bastante idênticos, isto deve-se ao facto de a função ser do tipo passa banda e o pico de sensibilidade estar entre estas duas frequências espaciais.

## 4.2 Repetibilidade do teste

A análise de Bland-Altman é um método gráfico para comparar duas medidas. Neste tipo de método representam-se graficamente as diferenças entre as medidas dos dias 1 e 2 ( $D1 - D2$ ) e a respectiva média das técnicas  $[(D1 + D2)/2]$ . Os limites horizontais estão também representados, ou seja, os valores dos intervalos de confiança superior e inferior para um grau de confiança de 95%. Estes resultados são obtidos através da média mais/menos o produto entre o desvio padrão das diferenças e o valor constante de 1,96.

Na Figura 8 está representado graficamente o Coeficiente de Repetibilidade (CR) do teste entre o dia 1 e dia 2, ou seja, o primeiro e segundo teste respectivamente. Através da análise de Bland-Altman pode-se concluir se há ou não, após a realização do primeiro teste, melhoria dos resultados, ou se pelo contrário os indivíduos se tornam mais sensíveis ao limiar de contraste.

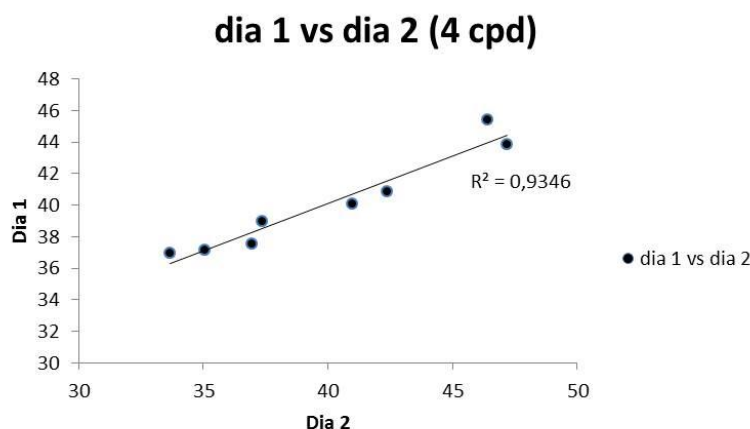


**Figura 8** - Exemplo gráfico da comparação da repetibilidade entre o dia 1 e dia 2 para a frequência espacial de 4 cpd.

Através do método de comparação de Bland-Altman e dos CR's apresentados mais adiante na Tabela 3, verifica-se que o teste é repetível entre o dia 1 e dia 2 bem como entre o dia 2 e dia 3 (ver restantes gráficos relativos ao estudo da repetibilidade em Anexo 4). Assim, promover um teste de treino aos observadores, não interfere consideravelmente com a repetibilidade na ausência de treino. Há vários factores que podem influenciar estes

resultados, entre eles, a metodologia que é relativamente simples de perceber, e obviamente mostrar que os indivíduos perceberam bem a realização do teste. Uma segunda repetição do teste proporcionou sempre maior sensibilidade ao contraste que a primeira repetição, ou seja, a experiência torna os indivíduos mais sensíveis ao limiar de contraste. Olhando para o gráfico da Figura 8 podemos ver que se trata de um caso de erro sistemático.

A Figura 9 a seguir representada mostra o gráfico que correlaciona os resultados obtidos nos dias 1 e 2, ou seja, nos testes primeiro e segundo, respectivamente. Através desta análise poderemos concluir oportunamente se há ou não, e de que tipo, uma correlação linear entre os diversos testes.



**Figura 9** - Correlação entre o dia 1 e dia 2 para a frequência espacial de 4 cpd.

O gráfico da Figura 9 juntamente com os valores complementares da Tabela 3 mostram correlações estatisticamente interessantes entre os testes realizados nos dias 1 e 2 para as frequências espaciais de 4, 12 e 18 cpd, isto é, todas elas têm correlações positivas muito fortes. Em contrapartida, para as frequências espaciais de 2 e 6 cpd os coeficientes de correlação de Pearson mostram uma correlação positiva moderada (ver restantes gráficos relativos ao estudo da repetibilidade em Anexo 5).

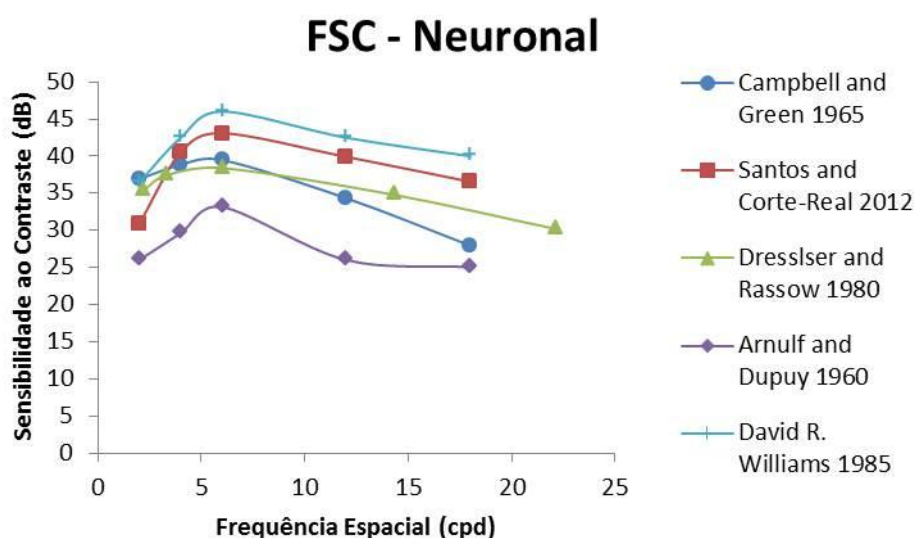
Tendo em conta que graficamente estão apenas representados os dados para a frequência espacial de 4 cpd, a Tabela 3 contém os dados relativos ao CR, calculado através dos dados obtidos na análise de Bland-Altman, isto é, o produto entre a constante 1,96 e o desvio padrão das diferenças ( $CR = 1,96 \times \sqrt{[\sum(D1-D2)^2 / (n-1)]}$ ) e ao Coeficiente de Correlação (CC) ou Coeficiente de Correlação de Pearson para todas as frequências espaciais em estudo.

**Tabela 3** - Coeficientes de Repetibilidade (CR) e de Correlação (CC) para os dias 1 e 2.

Frequência Espacial	2	4	6	12	18	Dia 1 Vs. Dia 2
Coeficiente de Repetibilidade (uni. Log)	0,355204	0,213966	0,32054	0,264047	0,270946	
Coeficiente de Correlação	0,615928	0,966722	0,705511	0,903576	0,892393	

### 4.3 Comparação com estudos anteriores

Um passo importante para a validação do interferômetro visual passa inevitavelmente pela comparação dos resultados obtidos nesta experiência com os resultados de outros trabalhos já divulgados nesta área de estudo. Na Figura 10 está representado o gráfico com os resultados obtidos em alguns dos trabalhos anteriormente referenciados nesta dissertação e os resultados obtidos na medição da FSC - Neuronal ao longo deste trabalho.



**Figura 10** - Comparação com estudos prévios.

Antes de avançar com uma discussão ao gráfico, convém referir que não foi feita uma comparação com os dados de todos os autores referidos pois essa comparação não teria valor ou o significado que se pretende atingir, como é o caso dos valores disponíveis no artigo de Westheimer, em que o autor realizou a sua experiência apenas com três frequências espaciais (1, 2 e 3 cpd).

No que diz respeito á análise do gráfico da Figura 10 salta imediatamente à vista um dado comum, isto é, todas as funções apresentadas têm o pico de sensibilidade para 6 cpd. Como podemos verificar, a FSC-Neuronal deste estudo (castanho) tem resultados muito semelhantes à maioria dos resultados apresentados e com uma particularidade interessante, os dados desta função têm uma maior semelhança com a função da experiência de David R. Williams, isto deve-se ao facto da montagem do interferómetro ser baseada no sistema desenvolvido por este autor. A função que mostra maior discrepância das restantes é a função obtida por Arnulf e Dupuy, o factor principal prende-se com a fonte de luz utilizada, que tem um comprimento de onda de 546 nm. Outro ponto em comum com os resultados previamente apresentados prende-se com o facto de não se registarem diferenças significativamente estatísticas entre os valores da SC de 4 e 12 cpd (Williams, 1985a, Arnulf and Dupuy, 1960a), tal como os resultados apresentados na Tabela 2.

As diferenças nos vários procedimentos experimentais, no design interferométrico utilizado e os diferentes métodos de comparação dos indivíduos neste e nos outros estudos estão no seio das pequenas discrepâncias entre as funções apresentadas.

Após observação e discussão dos dados apresentados até aqui e complementados pelos dados da Figura 10, podemos afirmar que a validação deste interferómetro visual foi conseguida com sucesso.

## 5. Conclusões e Trabalho Futuro

Os objectivos deste trabalho, nomeadamente a construção e validação de um interferómetro visual foram alcançados com sucesso. O principal estudo incidiu sobre a medição da FSC-Neuronal média de oito indivíduos em visão central e para franjas de interferência horizontais. Os resultados obtidos desta experiência são bastante satisfatórios, tal como nos mostra o capítulo anterior, onde podemos verificar que os resultados obtidos para além de normais são repetíveis de dia para dia, conferindo robustez ao sistema óptico. Podemos também concluir que o sistema é eficaz e preciso pois os dados recolhidos nos diferentes dias se correlacionam de maneira moderada a forte e ainda são comparáveis a estudos anteriores na mesma área de investigação. Este ponto em particular satisfaz as exigências requeridas para a validação deste trabalho. O interferómetro desenvolvido é portanto um sistema praticável e que pode ser utilizado em clínica, não de forma diária mas para estudos mais aprofundados sobre a qualidade óptica do olho. No entanto, foram detectados alguns problemas que se pretendem debelar no futuro.

Desta forma, para trabalho futuro devem efetuar-se algumas modificações no interferómetro, uma delas é a alteração da fonte de luz incoerente, ou seja, deve retirar-se o difusor do sistema e introduzir-se uma fonte de luz independente e incoerente com o mesmo comprimento de onda da fonte de luz laser, evitando desta forma o ruído provocado pelo difusor que em frequências espaciais elevadas dificulta a tarefa de visualização das franjas de interferência. Tendo em conta que o laser emite num comprimento de onda de 632,8 nm (vermelho), pretende-se futuramente investigar uma forma de projetar franjas com comprimentos de onda nas regiões do azul e verde para medição da FSC-Neuronal e consequente estudo das respostas dos cones S e M.

No que diz respeito ao procedimento, pode e deve-se modificar-se o algoritmo “*stair-case*” apresentado neste trabalho adaptando-o ao método dos estímulos constantes, ou seja, ajustando-a a uma curva sigmoïdal, por forma a tornar o procedimento mais preciso e consistente em termos de determinação dos limiares de contraste detectados. O número de indivíduos que realizam o teste também deve ser considerado e aumentado para obtenção de resultados mais generalizados sobre o tipo de população em estudo, neste caso, indivíduos com visão normal. Desenvolver um novo protocolo e medir a FSC-Global e por convulsão inversa com a FSC-Neuronal chegar-se FCS relativa à óptica do olho e poder-se assim avaliá-la em termos qualitativos. Este processo pode ter grande importância na avaliação da qualidade da óptica do olho pós cirurgia ocular refractiva ou de catarata. Finalmente, realizar a experiência descrita no decorrer desta dissertação com as devidas alterações e medir a FSC-Neuronal para visão excêntrica.

## Referências Bibliográficas

- ARNULF, A. & DUPUY, O. 1960a. La Transmission Des Contrastes Par Le Systeme Optique De Loeil Et Les Seuils De Contrastes Retiniens. *Presse Medicale*, 68, 931-931.
- ARNULF, A. & DUPUY, O. 1960b. La Transmission Des Contrastes Par Le Systeme Optique De Loeil Et Les Seuils De Contrastes Retiniens. *Comptes Rendus Hebdomadaires Des Seances De L Academie Des Sciences*, 250, 2757-2759.
- BYRAM, G. M. 1944. The physical and photochemical basis of visual resolving power Part I The distribution of illumination in retinal images. *Journal of the Optical Society of America*, 34, 571-591.
- CAMPBELL, F. W. & GREEN, D. G. 1965. Optical and Retinal Factors Affecting Visual Resolution. *Journal of Physiology-London*, 181, 576-8.
- CORTE-REAL, J. P. C. 2012. *Avaliação do Efeito Obliquo em Visão Central*.
- DRESSLER, M. & RASSOW, B. 1981. Neural Contrast Sensitivity Measurements with a Laser Interference System for Clinical and Screening Application. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 21, 737-744.
- GRAND, Y. L. 1935. *Sur la mesure de l'acuite' visuelle au moyen de franges d'interference*, C.R. Seances Acad. Sci.
- GRAND, Y. L. La formation des images retiniennes. Sur un mode de vision eliminant les defauts optiques de l'oeil. 2e Reunion de l'Institut d'Optique. , 1937 Paris.
- GUENTHER, R. D. 1990. *Modern Optics*.
- HECHT, E. 1998. *Optics*.
- LEEK, M. R. 2001. Adaptive procedures in psychophysical research. *Perception & Psychophysics*, 63, 1279-1292.
- M. AGUILAR, W. S. S. 1954. Saturation of the rod mechanism of the retina at high levels os stimulation. *optica Acta*, 1:59-65.
- MICHELSON, A. 1887. *Michelson-Morley experiment* [Online]. Available: [http://en.wikipedia.org/wiki/Michelson\\_interferometer](http://en.wikipedia.org/wiki/Michelson_interferometer).
- ROVAMO, J., VIRSU, V., LAURINEN, P. & HYVARINEN, L. 1982. Resolution of Gratings Oriented Along and across Meridians in Peripheral-Vision. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 23, 666-670.
- SCHADE, O. H. 1956. Optical and Photoelectric Analog of the Eye. *Journal of the Optical Society of America*, 46, 721-739.
- STEWART, E. G. 1987. *Fourier Optics: an introduction*.
- THIBOS, L. N. 1990. Optical Limitations of the Maxwellian View Interferometer. *Applied Optics*, 29, 1411-1419.
- THIBOS, L. N. & BRADLEY, A. 1992. Use of Interferometric Visual Stimulators in Optometry. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 12, 206-208.

WESTHEIMER, G. 1960. Modulation Thresholds for Sinusoidal Light Distributions on the Retina. *Journal of Physiology-London*, 152, 67-74.

WILLIAMS, D. R. 1985a. Aliasing in Human Foveal Vision. *Vision Research*, 25, 195-205.

WILLIAMS, D. R. 1985b. Visibility of Interference-Fringes near the Resolution Limit. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision*, 2, 1087-1093.

WILSON, H. R., LEVI, D., MAFFEI, L., ROVAMO, J., & DE VALOIS, R. 1990. *The perception of form: Retina to striate cortex.*, New York: Academic Press.

## Anexos

### Anexo 1

Parecer da Comissão de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde - UBI



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR  
Faculdade de Ciências da Saúde

Exmo. Senhor  
Prof. Doutor Paulo Fiadeiro  
Universidade da Beira Interior

Sua Referência	Sua Data	Nossa Referência	Nossa Data
000.000.000	0000.00.00	000.000.000	2012.06.21

Assunto: Parecer da Comissão de Ética da FCS

No seguimento da solicitação de apreciação do Projecto "*Medição da Função de Sensibilidade ao Contraste Neuronal - MFSCN*", por parte da Comissão de Ética da FCS, envio em anexo o parecer resultante da análise do referido projecto de investigação.

Cordiais cumprimentos.

O Presidente da Faculdade de Ciências da Saúde  
Prof. Doutor Luís Taborda Barata



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR  
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

**PARECER**

**Processo:** CE-FCS-2012-016

**Data entrega processo:** 25/05/2012

**Data conclusão processo:** 13/06/2012

**Tema Projecto/Proponente:** “*Medição da Função de Sensibilidade ao Contraste Neuronal - MFSCN*” – Prof. Doutor Paulo Fiadeiro

Exmo. Sr. Presidente da Faculdade de Ciências da Saúde

Apreciado o pedido referente ao processo acima mencionado esta Comissão não detectou matéria que ofenda os princípios éticos.

Covilhã, 21 Junho 2012

O Presidente da Comissão de Ética  
Prof. Doutor José Martinez de Oliveira



O Vice-Presidente da Comissão de Ética  
Prof. Doutor Joaquim Viana

## Anexo 2

### CARTA EXPLICATIVA PARA OBTENÇÃO DO CONSENTIMENTO NA PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO DE VALIDAÇÃO DE UM INTERFERÓMETRO VISUAL PARA MEDIÇÃO DA FUNÇÃO DE SENSIBILIDADE AO CONTRASTE NEURONAL VISÃO CENTRAL

Exmo Sr(a). Vimos por este meio solicitar a vossa participação num trabalho de investigação, envolvendo uma experiência baseada num interferómetro visual que irá permitir medir a função de sensibilidade ao contraste neuronal em visão central. O objectivo deste estudo é validar o interferómetro visual e estudar a FSC-Neuronal.

Informamos V.Exa, que os testes a efectuar são indolores, não invasivos, sem quaisquer complicações ou riscos. O teste consiste na visualização de um conjunto franjas de interferência (claras e escuras) e com uma dada orientação fixa e de contraste variável e na recolha de uma resposta Sim/Não, através de uma caixa de respostas, consoante as franjas sejam ou não visíveis. Para possibilitar a análise dos dados obtidos estes serão registados em suporte informático. Apenas a equipa de investigação tem acesso aos dados dos participantes e respectivos resultados.

Agradecemos a sua participação no estudo e informamos que poderá desistir do mesmo sempre que julgar estar desconfortável ou por qualquer outro motivo.

Em caso de dúvidas, contactar o responsável do estudo, Professor Doutor Paulo Torrão Fiadeiro, através do email [fiadeiro@ubi.pt](mailto:fiadeiro@ubi.pt). A experiência é realizada pelos licenciados em Optometria - Ciências da Visão, Luís Filipe Antunes Santos, ([L.santos\\_20@yahoo.com](mailto:L.santos_20@yahoo.com)) e/ou João Pedro Calcado Corte Real, ([cabilhas\\_cde@hotmail.com](mailto:cabilhas_cde@hotmail.com)).

✕

Eu, \_\_\_\_\_, consinto participar num estudo baseado num interferómetro visual que irá permitir medir a função de sensibilidade ao contraste neuronal em visão central. Foi-me explicado o objectivo experimental do protocolo. Fui informado que poderei interromper a participação na investigação sempre que for esta a minha decisão, sem que daí resulte alguma repercussão. Finalmente foi-me explicado o procedimento dos exames.

\_\_\_\_\_, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_

Assinatura

REF: 

(Preencher o Examinador)

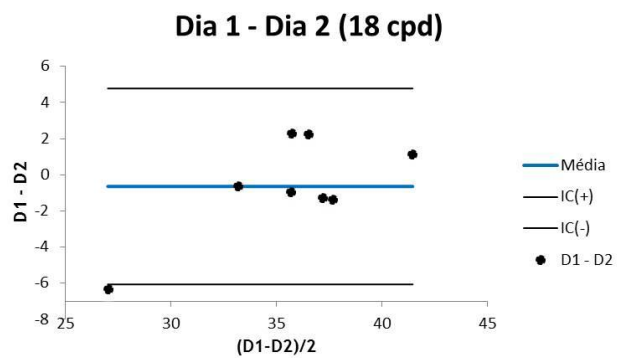
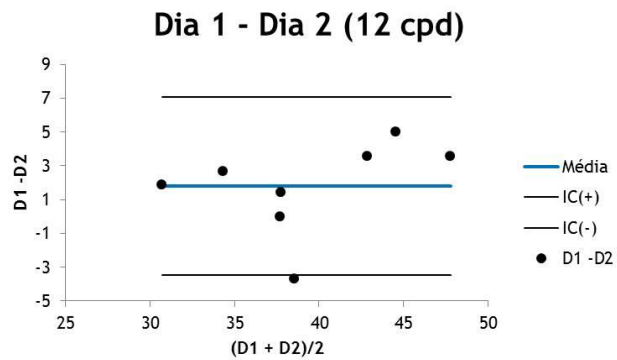
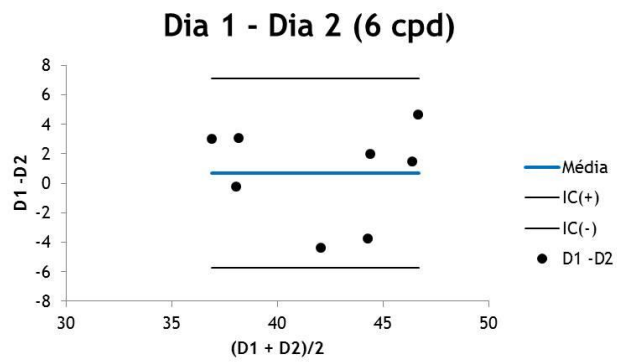
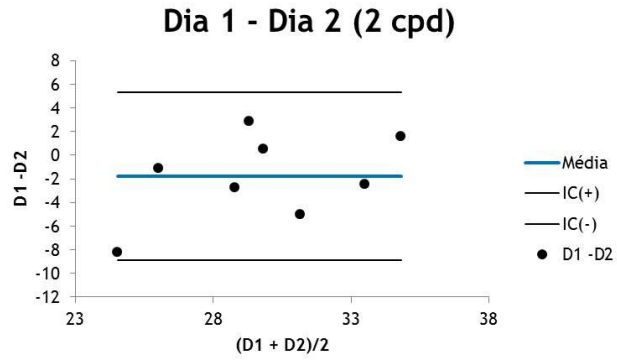
### Anexo 3

Valores médios individuais e globais da SC, desvio padrão da média, intervalo de confiança superior e inferior e valores estatísticos de normalidade.

Frequências Espaciais Indivíduos	2 cpd	4cpd	6 cpd	12 cpd	18 cpd
1	34,5263	41,40912	46,72794	44,84267	36,76427
2	32,537	45,23045	48,30985	48,00391	43,96694
3	28,85142	36,8442	38,37076	37,57043	35,49026
4	33,21996	44,79866	45,40412	42,94377	37,30652
5	30,43547	40,30505	43,91662	39,08201	34,61553
6	28,39072	37,35668	38,30022	33,11476	34,87917
7	27,47335	37,21937	40,52659	33,60878	29,43979
8	31,72122	41,00987	43,2552	40,20962	39,99107
Média	30,89443	40,52167	43,10141	39,92199	36,55669
SD	2,51672	3,294677	3,74796	5,225962	4,237282
IC (+)	35,8272	46,97924	50,44741	50,16488	44,86177
IC (-)	25,96166	34,06411	35,75541	29,67911	28,25162
Shapiro-Wilk	0,578	0,437	0,568	0,836	0,462

## Anexo 4

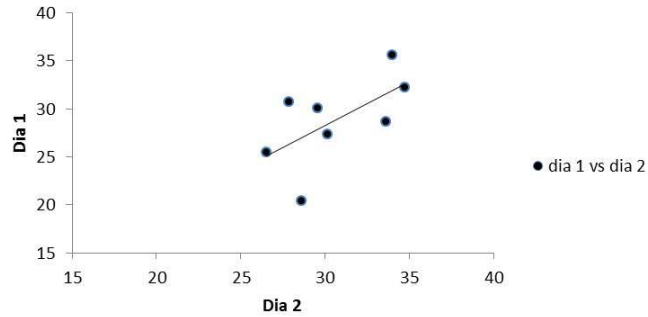
Gráficos representativos da repetibilidade do teste com Análise de Bland-Altman para as diferentes frequências espaciais.



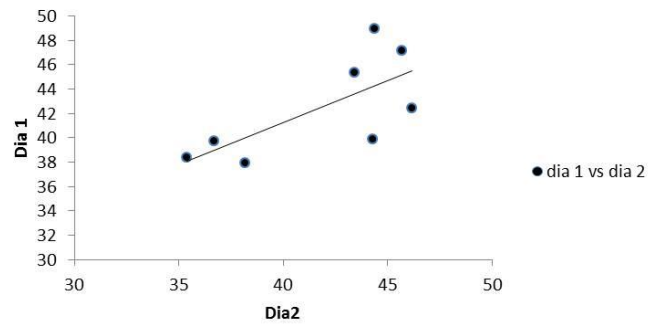
## Anexo 5

Gráficos com a Correlação de Pearson para as diferentes frequências espaciais.

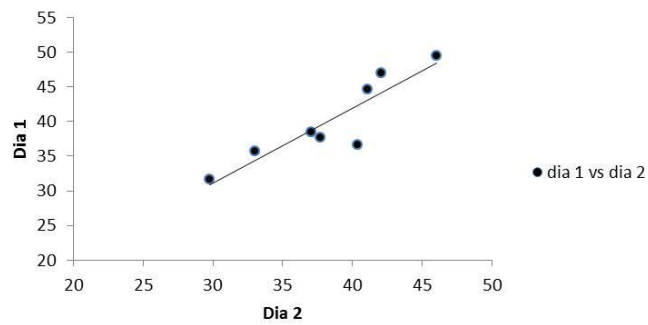
**dia 1 vs dia 2 (2cpd)**



**dia 1 vs dia 2 (6cpd)**



**dia 1 vs dia 2 (12cpd)**



**dia 1 vs dia 2 (18cpd)**

