



André Ricardo Cabral Queirós

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

Plataforma *smartphone* para biossensores de espectroscopia de infravermelho próximo

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Hugo Ferreira, Professor Auxiliar, IBEB, FCUL

Co-orientador: José Luís Ferreira, Professor Auxiliar, DF – FCT/UNL

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca, Professor Associado da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa;

Arguente: Prof. Doutor João Miguel Pinto Coelho, Investigador Auxiliar da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, arguente.

Vogais: Prof. Doutor Hugo Alexandre Teixeira Duarte Ferreira, Professor Auxiliar da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, orientador;

Prof. Doutor José Luís Ferreira, Professor Auxiliar, Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa



**FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA**

Agosto de 2014

André Ricardo Cabral Queirós

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

**Plataforma *smartphone* para biossensores
de espectroscopia de infravermelho
próximo**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Doutor Hugo Ferreira, Professor Auxiliar, Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa

Co-orientador: Prof. Doutor José Luís Ferreira, Professor Auxiliar, Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Constituição do júri

Presidente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca, Professor Associado da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa;

Arguente: Prof. Doutor João Miguel Pinto Coelho, Investigador Auxiliar da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, arguente;

Vogal: Doutor Hugo Alexandre Teixeira Duarte Ferreira, Professor Auxiliar da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, orientador;

Vogal: Prof. Doutor José Luís Ferreira, Professor Auxiliar, Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Agosto de 2014

Copyright

Plataforma smartphone para biossensores de espectroscopia de infravermelho próximo

Copyright © 2014. Todos os direitos reservados. André Ricardo Cabral Queirós, Faculdade de Ciências e Tecnologia e Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

À minha família.

Agradecimentos

A todos os que, de forma directa ou indirecta, durante estes últimos cinco anos contribuíram para a pessoa que sou hoje e para a realização deste trabalho.

Ao Professor Hugo Ferreira por me ter dado a oportunidade de trabalhar em parceria com o Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica e ao Professor José Luís Ferreira pela ajuda, disponibilidade e paciência que sempre teve.

Ao Sr. Mesquita, que durante uns meses viu o seu local de trabalho ser invadido, mostrando-se, no entanto, sempre disponível a ajudar e ensinar.

À Dra. Cecília Longo, Luís Caldeira e Marco, pela disponibilidade e ajuda imediata.

Aos meus pais, Emília e Ricardo Queirós, e ao meu irmão, João Queiroz, que em todos os momentos tiveram uma palavra de incentivo e conforto, fazendo-me acreditar que era possível. Aos meus avós, Aida e João Cabral que sempre acreditaram e me apoiaram nas minhas decisões. Aos meus tios-avós, Emília e Raimundo Cabral, e aos meus primos Jorge Cabral, Catarina e Nelson Dias que sempre me apoiaram. Obrigado pelo esforço e sacrifício que fizeram durante estes anos.

Aos amigos, César Rodrigues, Fábio Nascimento, Gonçalo Mateus, João Carmo e Rémi Joaquim que me acompanharam e ajudaram no desenvolvimento deste projecto. Ainda à Ana Catarina Franco, André Morais, Carolina Guedes, Diana Machado, Gonçalo Cachola, Gonçalo Ruivo, Inês Santos, Joana Lobato, Neuza Peso, Ricardo Pinto, Ricardo Ribeiro, Rodrigo Caçorino e Sara Ferreira pela convivência e partilha de momentos únicos durante estes anos.

A todos, um muito obrigado!

O tema “Plataforma *smartphone* para biossensores de Espectroscopia de Infravermelho Próximo”, surge no âmbito da instrumentação médica, na área das BCI – Brain Computer Interfaces, devido à necessidade de encontrar um dispositivo portátil, de custo acessível e elevada performance que permita obter informação acerca da actividade neuronal do córtex motor no decorrer duma determinada tarefa.

O objectivo do trabalho consiste no desenvolvimento duma sonda capaz de detectar as alterações hemodinâmicas que ocorrem no córtex, bem como toda a instrumentação inerente à aquisição do sinal e transmissão dos dados para um computador, a análise dos dados e por fim o desenvolvimento de uma aplicação em *Android* para visualização dos resultados.

Foi desenvolvida uma banda para a cabeça, composta pela sonda NIRS: LEDs (Light-Emitting Diodes) de 940nm e 660nm e os respectivos fototransístores de detecção, bem como toda a electrónica de condicionamento do sinal captado. Num módulo à parte, alimentado por duas baterias de 9V, encontram-se os circuitos electrónicos onde é possível regular ganhos de amplificação e *offsets*.

Os dados foram adquiridos pelo microcontrolador *Arduíno Uno*, usando uma taxa de amostragem de 50Hz em cada um dos dois canais utilizados. O controlo do *Arduíno* foi feito utilizando o LabVIEW. Para o processamento dos dados, visualização e cálculo das concentrações de oxi e desoxi-hemoglobina no sangue recorreu-se ao Matlab. O sistema foi calibrado com recurso a um oxímetro de pulso clínico usado em cinco indivíduos saudáveis.

Finalmente o sistema foi testado ao colocar-se o sensor NIRS sobre o córtex motor esquerdo de nove indivíduos saudáveis destros, fazendo-se uma aquisição de dados durante dois minutos. Utilizou-se um paradigma de 10s de repouso seguido de 10s a abrir e fechar a mão.

O sistema NIRS conseguiu medir as alterações que ocorrem nas concentrações de oxi e desoxi-hemoglobina devido à actividade motora de abrir e fechar a mão. Dado o princípio físico ser o mesmo do dos oxímetros convencionais, conseguiu-se ainda medir com sucesso a frequência cardíaca e a saturação percentual de oxigénio após a calibração do sensor. As medidas podem ser visualizadas numa aplicação desenvolvida para o *Android*.

Os resultados sugerem que com esta abordagem, este tipo de dispositivo pode estar disponível a baixo custo quer para doentes quer para indivíduos saudáveis, por exemplo em aplicações de telemóvel.

Palavras-chave: NIRS, BCI, óptodos, *smartphone*, córtex, hemodinâmica.

This topic “Smartphone platform for Near Infrared Spectroscopy biosensor” comes in the context of medical instrumentation in the field of Brain-computer interfaces (BCI), due the need to find a portable, low cost and high performance device that measures neuronal activity in the motor cortex during a particular task.

It aims the development of a probe capable of detecting the hemodynamic changes that occur in the cortex and all the inherent instrumentation for data acquisition and data transmission, data analysis and finally an Android application to view the signal.

A headband setup was developed, comprised of the NIRS sensor: 940nm and 660nm LEDs and corresponding phototransistors, also as all the electronics needed for ensure a good resolution of the captured signal. It also features a separate module, powered by two 9V batteries, where we can adjust amplification gains and offsets.

Data were acquired via an *Arduíno Uno* microcontroller using a 50Hz-sampling rate for each one of two channels. *Arduíno* control was done using LabView. Data processing, visualization and calculation of blood concentrations of oxy- and desoxyhemoglobin were done using MATLAB. The system was calibrated using a clinical pulse oximeter with five healthy subjects.

Finally, the system was tested by placing the headband NIRS sensor over the left motor cortex of nine healthy right-handed subjects and using a functional block paradigm of 10s rest and 10s left hand grasping for a total of two minutes of acquisition time.

The NIRS platform was able to measure concentration changes in oxy- and desoxyhemoglobin due to motor activity. Given that the physical principle used is the same as the conventional oximeter we were also able to extract the heart rate and the Oxygen Saturation Percentage. Measurements can be displayed in an application developed for *Android*.

Results suggest that this approach could lead to an affordable device for use by patients and also by healthy subjects, for instance in gaming applications.

Keywords: NIRS, BCI, optodes, smartphone, cortex, hemodynamic.

Índice

Agradecimentos	vii
Resumo	ix
Abstract	xi
Lista de figuras	xv
Lista de tabelas	xix
Siglas e acrónimos	xxi
Lista de símbolos	xxiii
1. Introdução	1
2. Interface Cérebro-Computador	3
2.1. Sistemas com Interface Cérebro-Computador	3
2.2. Sinais fisiológicos do cérebro	5
2.3. Aplicações médicas	7
2.4. Outras aplicações	7
3. Espectroscopia de infravermelho próximo.....	9
3.1. Radiação de Infravermelho próximo.....	9
3.2. Interação da hemoglobina com a radiação.....	11
3.3. Emissão da radiação	12
3.3.1. Irradiação por pulsos	12
3.3.2. Irradiação em intensidade modulada.....	13
3.3.3. Irradiação em intensidade constante.....	13
3.4. Equipamentos de espectroscopia.....	14
3.5. Aplicações médicas da espectroscopia de infravermelho próximo	16
3.6. Segurança.....	16
3.7. Espectroscopia e EEG	17
3.8. Espectroscopia e oximetria de pulso	17
4. Actividade cerebral	21
4.1. O cérebro	21
4.2. Radiação e hemodinâmica cerebral	23
4.3. A radiação e o tecido cerebral	24
4.3.1. Saturação Percentual de Oxigénio no sangue	27
4.3.2. Frequência cardíaca	29
5. Desenvolvimento de um sistema de espectroscopia de infravermelho	31
5.1. Interface cérebro-computador.....	32

5.2. Sonda NIRS	33
5.2.1. Emissão e detecção de radiação.....	33
5.2.2. Pré-Amplificação e filtragem	35
5.3. Amplificação.....	39
5.4. Aquisição de dados e comunicação	41
5.4.1. Conversão.....	41
5.4.2. Comunicação	43
5.5. Paradigma.....	45
5.6. Análise de sinal.....	45
5.6.1. Aquisição e filtragem.....	46
5.6.2. Concentração da oxi e da desoxi-hemoglobina.....	47
5.6.3. Saturação Percentual de Oxigénio e Frequência cardíaca	51
5.7. Desenvolvimento do <i>software</i> de visualização do sinal em <i>Android</i>	54
6. Conclusões e perspectivas	57
Bibliografia	59
Apêndice 1 — Sonda NIRS - Esquema electrónico do Sensor	61
Apêndice 2 — Sonda NIRS - Esquema electrónico do módulo de controlo de ganhos e offsets	62

Lista de figuras

Figura 2.1	Esquema funcional dum sistema BCI - adaptado de [5].	4
Figura 2.2	Sistemas BCI de uso doméstico: a) <i>MindFlex</i> [7]; b) <i>Emotiv</i> [8].	5
Figura 3.1	Gráfico do coeficiente de absorção de algumas substâncias em função do comprimento de onda da radiação incidente; a janela óptica da radiação de infravermelho próximo encontra-se delimitada pelo tracejado. Retirado de [13].	10
Figura 3.2	Sistema internacional 10-20 para posicionamento de óptodos na cabeça [18].	12
Figura 3.3	Interacção de um pulso de luz com tecido biológico, em que é medido o tempo de chegada dos fótons ao detector. I_0 – impulso de luz; $I(t)$ – Função ‘ <i>temporal point spread</i> ’; d – espessura do meio; μ_a - coeficiente de absorção; μ_s' - coeficiente de dispersão [21].	13
Figura 3.4	A intensidade modulada em amplitude interage com o tecido, provocando uma atenuação da amplitude inicial e uma alteração de fase. I_0 – intensidade modulada incidente; I – sinal transmitido; d – espessura do meio; μ_a - coeficiente de absorção; μ_s' - coeficiente de dispersão; ϕ – fase [21].	13
Figura 3.5	A radiação emitida continuamente interage com o tecido, havendo apenas uma atenuação na intensidade. I_0 – impulso de radiação; I – sinal transmitido; d – espessura do meio; μ_a - coeficiente de absorção; μ_s' - coeficiente de dispersão [21].	14
Figura 3.6	Sistemas NIRS portáteis: a) PortaMon; b) PortaLite [23].	15
Figura 3.7	Espectro de absorção da oxi-hemoglobina (HbO_2) e desoxi-hemoglobina (Hb), adaptado de [27].	18
Figura 3.8	a) Esquema do emissor e detector de um oxímetro, adaptado de [28]; b) Variação temporal da quantidade de luz absorvida pelos tecidos e pelo sangue [27].	19
Figura 4.1	Lobos cerebrais [20].	21
Figura 4.2	Mapa da superfície do cérebro [20].	22
Figura 4.3	Áreas cerebrais - adaptado de [20].	22

Figura 4.4	Alteração nas concentrações de HbO ₂ e Hb: a) concentração em repouso; b) concentração após activação neuronal. Adaptado de [33].	23
Figura 4.5	Comportamento característico da oxi e desoxi-hemoglobina quando o córtex motor é submetido a um estímulo [34].	24
Figura 4.6	Activação neuronal seguida das respectivas alterações nas concentrações de HbO ₂ (cor de rosa claro) e Hb (cor de rosa escuro), adaptado de [32].	24
Figura 4.7	Posição do emissor e detector na cabeça, sendo d a distância entre eles; apresenta também o trajecto efectuado pela luz no córtex, entre o emissor e detector [33].	25
Figura 4.8	Representação típica de um emissor e detector NIRS [1].	25
Figura 4.9	Sensor baseado nas propriedades de reflexão da radiação nos tecidos [35].	28
Figura 4.10	Lei de Lambert-Beer Vs. calibração empírica [27].	28
Figura 4.11	Sinal característico detectado por um oxímetro, onde os pontos máximos e mínimos são utilizados no método “pico e vale” [27].	29
Figura 5.1	Exemplo de um sistema NIRS - adaptado de [34].	31
Figura 5.2	Diagrama de blocos do sistema NIRS desenvolvido.	32
Figura 5.3	Pico da intensidade luminosa relativa dos LEDs da sonda desenvolvida; a) LED infravermelho (HIRL5020); b) LED vermelho (L53SRCE); Informação retirada das respectivas folhas de especificações.	33
Figura 5.4	Sensibilidade dos fototransístores à luz; a) Para a luz vermelha (OPT101); b) Para a radiação infravermelha (SFH3100F); Informação retirada das respectivas folhas de especificações.	34
Figura 5.5	Fototransístor OPT101. a) Esquema simbólico do circuito integrado; b) Tabela de ajuste do ganho do amplificador de transimpedância. Informação retirada da folha de especificações.	35
Figura 5.6	Conversor corrente-tensão. Primeiro estágio de conversão do sinal do fototransístor de infravermelho.	36
Figura 5.7	Estágio de amplificação constituído por um amplificador inversor.	36
Figura 5.8	Amplificador com dois estágios de amplificação: segundo e terceiro estágio.	37
Figura 5.9	Segundo estágio de amplificação do sinal da intensidade de radiação infravermelha, com filtro passa-baixo.	38
Figura 5.10	Esquema de montagem das duas pilhas de 9V para alimentação do pré-amplificador da sonda, desenhado no Fritzing V 0.8.0.	38
Figura 5.11	Esquema da montagem do amplificador operacional OP297.	39

Figura 5.12	Visualização, no osciloscópio, dos sinais vermelho – a amarelo – e infravermelho – azul - provenientes da sonda NIRS e otimizados para serem convertidos para formato digital no microcontrolador.	40
Figura 5.13	Placa de prototipagem rápida mostrando o circuito de otimização.	40
Figura 5.14	Sonda e módulo de amplificação. A sonda (à direita) dispõe dum sistema de fita para fixação à cabeça. O módulo de amplificação (à esquerda) está montado numa pequena caixa que se pode transportar, por exemplo à cintura.	41
Figura 5.15	Identificação dos fios que ligam a sonda NIRS aos portos do microcontrolador <i>Arduíno</i> . Fio branco - sinal do sensor de radiação infravermelha – liga ao A1, Fio verde – sinal do sensor de luz vermelha – liga ao A0 e fio castanho – ligação à terra – liga ao GND.	42
Figura 5.16	Placa de desenvolvimento <i>Arduino Uno</i> com microcontrolador ATmega328. [40]	42
Figura 5.17	Ambiente de programação do <i>Arduíno</i>	43
Figura 5.18	Interface da aplicação informática NIRSAq que recebe os dados provenientes do microcontrolador através duma ligação USB.	44
Figura 5.19	Configuração da comunicação série entre o computador e o microcontrolador.	44
Figura 5.20	Sujeito relaxado durante uma aquisição; mostra também a forma de colocação da sonda na cabeça.	45
Figura 5.21	Esquema do paradigma de aquisição.	45
Figura 5.22	Aquisição do sinal através do <i>LabVIEW</i>	46
Figura 5.23	Sinais típicos medidos pelos sensores ópticos, representados em Matlab.	46
Figura 5.24	Sinal medido no córtex motor: a) Sinal original; b) Sinal após ser aplicado o filtro <i>Butterworth</i>	47
Figura 5.25	Sinais medidos pela sonda posicionada sobre o córtex motor convertidos para medidas de variação de concentração da hemoglobina.	48
Figura 5.26	Sinais do córtex motor convertidos para medidas de variação de concentração da hemoglobina do sujeito n.º 1: a) Sobreposição dos segmentos da oxi-hemoglobina; b) Sobreposição dos segmentos da desoxi-hemoglobina.	49
Figura 5.27	Alteração das concentrações de oxi e desoxi-hemoglobina após estímulo motor no sujeito n.º 1.	49
Figura 5.28	Variação da concentração de oxi e desoxi-hemoglobina com o sujeito n.º 1 em repouso.	50

Figura 5.29 Gráficos da alteração das concentrações de oxi e desoxi-hemoglobina em quatro dos sujeitos submetidos ao paradigma.	51
Figura 5.30 Recta de calibração do Sensor NIRS para as medidas da saturação de oxigénio no sangue.	53
Figura 5.31 Ecrã de abertura do NIRS.	54
Figura 5.32 Janelas de navegação do NIRS. a) Menu com as principais opções. b) Interface para importação dum ficheiro de dados (o ficheiro encontra-se no cartão SD). c) Ecrã de visualização dos BPM e da Saturação Percentual de Oxigénio no sangue.	55
Figura 5.33 Ecrã de visualização do gráfico gerado pelo NIRS com base nos dados da resposta hemodinâmica do córtex motor durante a realização de actividade motora.	55
Figura 5.34 Estrutura de dados do ficheiro gravado no Matlab com os dados analisados, pronto para ser lido pela aplicação NIRS no <i>smartphone</i>	56

Lista de tabelas

Tabela 2.1	Técnicas de medida de sinais fisiológicos do cérebro [2]	6
Tabela 2.2	Relevância das áreas de aplicação não médica de sistemas BCI [3].....	8
Tabela 3.1	Características dos equipamentos NIRS[24].....	15
Tabela 5.1	Características dos LEDs, retiradas das respectivas folhas de especificações.	34
Tabela 5.2	Resistências utilizadas para aumentar a tensão à saída.	36
Tabela 5.3	Ganho total da pré-amplificação do sinal de radiação após o conversor corrente-tensão.....	38
Tabela 5.4	Ganhos obtidos neste módulo de amplificação.....	39
Tabela 5.5	Média dos valores de saturação de oxigênio no sangue e BPM medidos pelo Sensor desenvolvido e pelo Oxímetro Cricket.	52
Tabela 5.6	Valores de SpO ₂ após calibração.....	53

Siglas e acrónimos

ANSI	American National Standards Institute
BCI	Brain-Computer Interfaces
BMI	Brain-Machine Interface
CW	Continuous Wave
EEG	Electroencefalograma
ECoG	Eletrocorticografia
FCT	Faculdade de Ciências e Tecnologia
ICNIRP	International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection
IEC	International Electrotechnical Commission
fMRI	Imagem funcional por Ressonância Magnética
IRM	Imagem por Ressonância Magnética
LED	Light Emitting Diode
MEG	Magnetoencefalografia
MBLL	Modified Beer-Lambert Law
NIRS	Near Infrared Spectroscopy
PET	Tomografia por Emissão de Positrões
RMN	Ressonância Magnética Nuclear
SEA	Matrizes de Eléctrodos Subcorticais
SPECT	Tomografia Computorizada por Emissão de Fóton Único
SpO ₂	Saturação Percentual de Oxigénio
TPSF	Temporal Point Spread Function

Lista de símbolos

μ_a - coeficiente de absorção

μ_s' - coeficiente de dispersão

I_0 – sinal incidente

I – sinal transmitido

d – espessura do meio

φ – fase

ε_λ - coeficiente de extinção molar

L - caminho óptico

c - concentração do cromóforo

A_λ - Intensidade de luz atenuada para um determinado comprimento de onda

DPF - Differential pathlength factor

$\langle L \rangle$ - Comprimento do percurso médio

1. Introdução

Nos últimos anos a Espectroscopia de Infravermelho Próximo (NIRS - *Near Infrared Spectroscopy*) ganhou maior visibilidade no campo das Interfaces Cérebro-Computador (BCI – *Brain-Computer Interfaces*), dado ser uma técnica que permite obter informação sobre a actividade cerebral podendo ser utilizada para controlar máquinas e dispositivos. Existem, disponíveis no mercado, alguns sistemas de BCI portáteis, destinados a áreas de entretenimento, tais como *MindFlex*, *Emotic EPOC* ou *MindSet*, os quais se baseiam em medidas de EEG (Electroencefalograma). Aqueles que se baseiam somente em NIRS, como o *PortaLite* ou *PortaMon*, são demasiado caros, surgindo por isso a necessidade de se desenvolver um dispositivo de baixo custo, mas capaz de avaliar a hemodinâmica cerebral de forma não invasiva, podendo, deste modo, contribuir também para as pesquisas no campo das BCI.

Com o tema “Plataforma *smartphone* para biossensores de espectroscopia de infravermelho próximo” pretende-se desenvolver um sensor de espectroscopia de infravermelho próximo, designado “óptodo”, no âmbito da instrumentação médica, bem como uma aplicação *Android* para visualização do sinal. O princípio físico do seu funcionamento consiste na aplicação de radiação electromagnética com comprimento de onda no infravermelho-próximo para avaliar, de forma qualitativa, a oxigenação periférica dos tecidos, muito semelhante ao princípio da oximetria de pulso. Este baseia-se na relação entre as concentrações de oxihemoglobina e desoxi-hemoglobina existentes no sangue. A hemoglobina, saturada em oxigénio, de cor avermelhada, ao passar pelos vasos capilares, liberta parte deste oxigénio para os tecidos, exibindo uma cor azulada. Ao medir a intensidade da luz transmitida numa determinada região é possível obter informação localizada sobre a oxigenação e a hemodinâmica do sangue.

Neste projecto pretende-se ainda medir os sinais fisiológicos provenientes da activação do córtex motor, responsável pelo controlo e coordenação do movimento.

Os sensores de medição NIRS podem ser fixados na superfície da cabeça usando uma fita ou algo semelhante. Com este dispositivo, a aquisição, quando comparada a outros

métodos, não exige que o sujeito fique confinado a um espaço reduzido e ruidoso durante longos períodos de tempo, como acontece na Imagem por Ressonância Magnética (IRM). A medição de sinais por NIRS é também significativamente mais tolerante a movimentos, no entanto, estes podem induzir ruído eléctrico no sinal. É um equipamento portátil, não invasivo e de custo acessível quando comparado com a fMRI (Imagem funcional por Ressonância Magnética) ou o PET (Tomografia por Emissão de Positrões). Por conseguinte, a NIRS uma técnica bastante interessante para o campo das Interfaces Cérebro-Computador. Além disso, em comparação com a EEG, necessita de menos tempo na preparação do utilizador.

Em relação à monitorização da oxigenação cerebral, os aparelhos mais modernos já corrigem a influência da espessura óssea através da adaptação correcta da distância entre o emissor e o receptor de luz, melhorando significativamente a sensibilidade do sinal NIRS. No entanto, no sensor desenvolvido tal distância foi determinada com base na literatura.

Os espectros de absorção da hemoglobina, existente no sangue, e da mioglobina, existente nos tecidos, sobrepõem-se, não sendo possível serem distinguidos por medição de sinais NIRS. No entanto, estudos experimentais têm mostrado que a mioglobina absorve apenas 10% da luz incidente e que a saturação da mioglobina permanece estável mesmo em condições que comprometem o transporte de oxigénio celular. Deste modo, a maior parte do sinal NIRS resulta das alterações na concentração da hemoglobina no sangue [1].

O trabalho foi desenvolvido no sentido de encontrar soluções versáteis, de baixo custo e com elevada performance a nível de Interfaces Cérebro-Máquina, que possam posteriormente ser utilizadas quer no diagnóstico quer na reabilitação de doentes. Este passou por várias etapas desde a escolha dos componentes electrónicos até à montagem final de um sensor, passando por testes de optimização que o tornassem sensível às ligeiras alterações hemodinâmicas do sangue que ocorrem no córtex motor, bem como o teste da solução desenvolvida em indivíduos saudáveis. Construído o sensor, foi necessário adquirir e guardar o sinal. Para isso utilizou-se um microcontrolador *Arduíno Uno* em conjunto com uma aplicação informática desenvolvida em LabVIEW™ 2011, permitindo assim o seu posterior processamento recorrendo ao *Matlab*.

Os dados adquiridos foram analisados com vista a identificar as alterações nas concentrações de HbO₂ e Hb, sendo posteriormente visualizadas numa aplicação desenvolvida para plataformas *smartphone/tablet*.

A comunidade médica acredita que é possível efectuar diagnósticos baseados em aplicações disponíveis para *smartphone* e até melhorar a relação médico/paciente, podendo, mesmo, o médico monitorizar, em simultâneo, vários pacientes, estando eles em casa.

2. Interface Cérebro-Computador

A tecnologia da Interface Cérebro-Computador, também referida como Interface Cérebro-Máquina (*BMI – Brain-Machine Interface*), consiste num *hardware* e *software* de comunicação permitindo ao ser humano a interacção com o meio, sem o envolvimento de nervos periféricos e músculos [2]. De acordo com a definição original, BCI é um sistema de comunicação e de controlo o qual não depende de forma alguma dos canais neuromusculares do cérebro [3].

2.1. Sistemas com Interface Cérebro-Computador

O conceito de Interface Cérebro-Computador (BCI) surgiu nas últimas três décadas como uma alternativa aos métodos de interface existentes entre o homem e a máquina, até então principalmente ou mesmo exclusivamente baseadas no sistema nervoso periférico. Um sistema BCI deve ser capaz de traduzir as alterações fisiológicas induzidas por pensamentos voluntários em sinais capazes de controlar computadores numa forma totalmente independente do sistema nervoso periférico. A velocidade, precisão, facilidade de utilização e duração do período de treino são critérios fundamentais para avaliar inovações ao nível de interfaces cérebro-computador. Actualmente nenhum sistema consegue satisfazer simultaneamente todos estes critérios, o que faz com que a BCI continue a ser estudada e desenvolvida intensivamente [4].

Apesar dos mais recentes avanços, há ainda desafios a ultrapassar para se conseguir integrar a tecnologia BCI nas tarefas do dia-a-dia. No entanto, as actuais limitações, como a elevada taxa de erro e o facto dos sistemas BCI não poderem ser usados autonomamente por pessoas com deficiência — uma vez que necessitam de assistentes para colocar o equipamento de detecção do sinal — não impediram que se tenham já dado os primeiros passos na concepção de sistemas BCI para utilizar em casa.

Um sistema BCI tem por objectivo reconhecer um conjunto de padrões de sinais cerebrais e actuar em conformidade (ver Figura 2.1). Normalmente este processo desenvolve-se em cinco etapas: aquisição do sinal, amplificação, extracção de características, classificação

e interface de controlo. A etapa de aquisição do sinal capta os sinais cerebrais, podendo também filtrar o ruído e alguns artefactos. A etapa de amplificação prepara o sinal de forma adequada para o posterior processamento. Na extracção de características é identificada a informação contida nos sinais cerebrais. A fase de classificação avalia os sinais tendo em conta as suas características, essencial para decifrar as intenções do utilizador. Finalmente, a interface de controlo traduz os sinais em comandos para o controlo de equipamento, como, por exemplo, uma cadeira de rodas ou um computador [2].

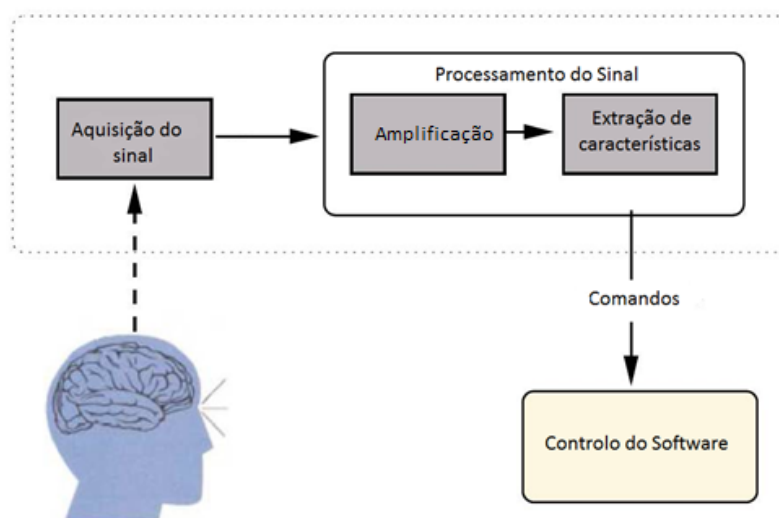


Figura 2.1 Esquema funcional dum sistema BCI - adaptado de [5].

Existem já comercialmente disponíveis vários sistemas BCI para uso recreativo, dos quais os indicados na Tabela 2.1 são um exemplo. O funcionamento dos sistemas MindFlex e Emotiv baseia-se em medidas de EEG (ver Figura 2.2.a) e b) respectivamente).

Tabela 2.1 Equipamentos BCI comerciais para uso recreativo [6]

Equipamento	Eléctodos	SDK*	Lançamento	Custo (€)	Produtor
Emotic EPOC	14	Sim	dez/09	225	Emotic Systems
Mindball	1	Não	mar/03	-	Interactive Productline
Mindflex	1	Não	dez/09	129	Mattel (Parceiro da NeuroSky)
MindSet	1	Sim	mar/07	150	NeuroSky
Star Wars Force Trainer	1	Não	jun/09	97	Uncle Milton (Parceiro da NeuroSky)
Neural Impulse Actuator	3	Sim	mai/08	75	OCZ Technology

*Nota: Possibilidade de utilização do ambiente de programação para sistema operativo Android (SDK - Software Development Kit).

A ficção científica tem, desde há muito tempo, explorado a espectacularidade que existe na possibilidade do ser humano interagir e controlar o ambiente envolvente apenas com a "força" do pensamento. Com o desenvolvimento dos novos sistemas BCI espera-se que essa possibilidade se venha a converter gradualmente em certeza.

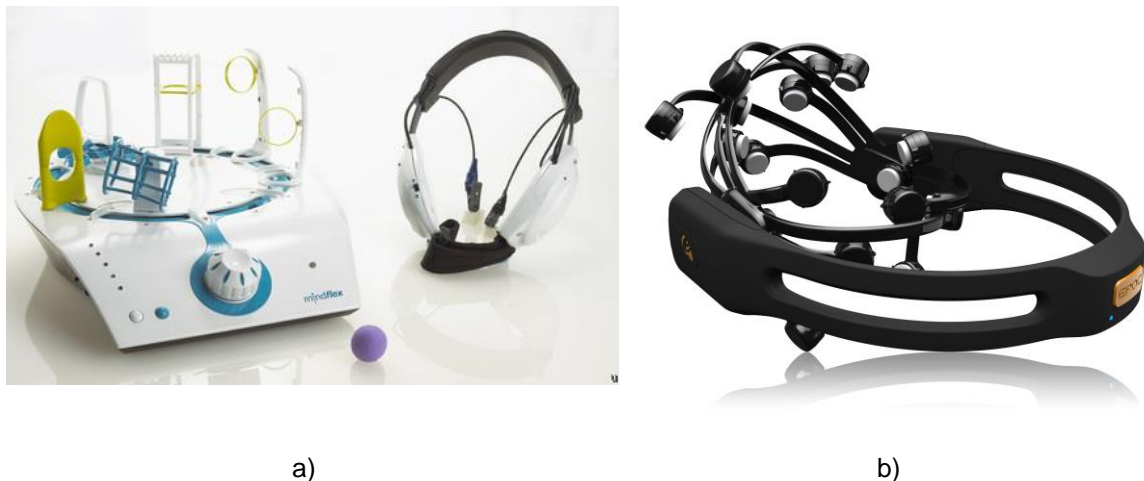


Figura 2.2 Sistemas BCI de uso doméstico: a) *MindFlex* [7]; b) *Emotiv* [8].

O desafio mais importante no desenvolvimento dum sistema BCI é, com efeito, interpretar a "força" do pensamento.

2.2. Sinais fisiológicos do cérebro

Já sabemos que a BCI usa os sinais cerebrais para reunir informações acerca das intenções dos utilizadores. Para tal estes sistemas dependem de uma fase de gravação que mede a actividade do cérebro e a traduz em sinais eléctricos. Assim, podemos distinguir dois tipos de actividade cerebral: electrofisiológica e hemodinâmica. A actividade electrofisiológica é gerada por transmissores electroquímicos que trocam a informação entre neurónios, criando correntes iónicas que fluem através dos conjuntos de neurónios. A resposta hemodinâmica é um processo onde o sangue liberta glicose e oxigénio para os neurónios activos a uma taxa muito maior do que a libertada na área dos neurónios inactivos. Em particular, o oxigénio fornecido, através da corrente sanguínea, resulta num excesso de oxi-hemoglobina nos vasos da área activa, provocando uma alteração da proporção local de oxi-hemoglobina e desoxi-hemoglobina

A actividade electrofisiológica é medida, por exemplo, por sistemas de Electroencefalografia (EEG), Eletrocorticografia (ECoG), Magnetoencefalografia (MEG) e por implantação de matrizes de eléctrodos subcorticais (SEA), enquanto a resposta hemodinâmica é medida, por exemplo, por sistemas de Imagem Funcional de Ressonância Magnética (fMRI) e Espectroscopia de Infravermelho Próximo (NIRS). Estes dois últimos são considerados

indirectos, uma vez que medem a resposta hemodinâmica que, em contraste com a actividade electrofisiológica, não estão directamente relacionados com a actividade neuronal [2].

Os sistemas que recorrem a técnicas de medida de sinais fisiológicos baseadas em NIRS têm a vantagem de poderem ser pequenos e portáteis. Por outro lado a fMRI pode fornecer uma resolução espacial muito melhor, mas está longe de ser móvel ou mesmo portátil. Infelizmente ambos os métodos são caracterizados por apresentar uma baixa resolução temporal e a fMRI por ser bastante dispendiosa. Já os sistemas MEG e EEG são caracterizados por uma boa resolução temporal, apresentando contudo uma baixa resolução espacial. O equipamento MEG é tão volumoso e dispendioso como o da fMRI. Dadas as vantagens e limitações de cada um, a técnica mais utilizada actualmente para integrar sistemas BCI tem sido o EEG [3, 9]. Na Tabela 2.1 encontra-se um resumo das várias técnicas utilizadas para medir sinais fisiológicos do cérebro.

Tabela 2.1 Técnicas de medida de sinais fisiológicos do cérebro [2]

Técnica	Actividade medida	Tipo de medida	Resolução temporal	Resolução espacial	Risco	Portabilidade
EEG	eléctrico	directa	0.05s	10mm	não-invasivo	sim
MEG	magnético	directa	0.05s	5mm	não-invasivo	não
ECoG	eléctrico	directa	0.003s	1mm	invasivo	sim
SEA	eléctrico	directa	0.003s	0.1 mm a 0.05mm	invasivo	sim
fMRI	metabólico	indirecta	1s	1mm	não-invasivo	não
NIRS	metabólico	indirecta	1s	5mm	não-invasivo	sim

Um aspecto importante a ter em conta nos sistemas BCI é a forma como os sensores são instalados para efectuar a medição dos sinais fisiológicos do cérebro. Sistemas invasivos registam a informação usando eléctrodos implantados directamente no cérebro. Os não invasivos obtêm a informação a partir do exterior do crânio. Os sistemas BCI invasivos acarretam um vasto conjunto de questões clínicas e éticas que condicionam fortemente a sua aplicabilidade.

O desenvolvimento de BCI é um campo multidisciplinar integrando investigadores de neurociências, fisiologia, psicologia, engenharia, ciência dos computadores e reabilitação, entre outras disciplinas [2]. Deste modo, têm existido várias abordagens no desenvolvimento das tecnologias que integram um sistema BCI.

2.3. Aplicações médicas

Os sistemas BCI têm sido usados numa ampla variedade de aplicações para além das áreas tradicionais de comunicação, controlo motor, controlo ambiental e entretenimento. A capacidade dos sistemas BCI para induzir a plasticidade cortical pode ser a base para aplicações médicas. Através do *neurofeedback*, os utilizadores podem adquirir o controlo selectivo sobre certas áreas do cérebro, com o objectivo de introduzir alterações comportamentais no cérebro. Este *feedback* fornecido pelo sistema de BCI pode melhorar o desempenho cognitivo, a fala ou o controlo da dor e tem sido usado no tratamento de perturbações mentais, como a epilepsia, o défice de atenção, esquizofrenia, depressão e dependência de álcool. Os sinais cerebrais podem também ser utilizados para avaliar estados de saúde.

Muitos investigadores centram-se no desenvolvimento de novos sistemas BCI na esperança que estes possam ajudar pessoas com deficiência motora.

Têm sido desenvolvidas várias aplicações devido a avanços no campo da EEG. Os sinais EEG, usados pela maioria dos sistemas BCI, oferecem uma aceitável qualidade do sinal e combinam o baixo custo do equipamento com a sua fácil utilização. As populações-alvo destas aplicações são doentes que perderam todo o controlo motor ou que estão quase paralisados, mas que ainda possuem movimentos voluntários residuais. Deste modo a BCI é usada na reabilitação, permitindo ao indivíduo com deficiência motora grave ter um controlo efectivo de dispositivos tais como computadores, sintetizadores de discurso, aparelhos de apoio ou próteses neuronais. Este tipo de interface aumentará a independência do indivíduo, levando a uma melhoria da qualidade de vida e redução dos custos sociais.

Os sistemas BCI podem ser usados também por pessoas que sofram de distúrbios neurológicos, como esquizofrenia ou depressão. Hoje em dia há um grande número de aplicações muito diferentes, desde processadores de texto, exploradores *web* adaptados, controlo de cadeiras de rodas, neuropróteses, jogos, entre outras [2, 10].

2.4. Outras aplicações

O desenvolvimento inicial dos sistemas BCI foi muito dirigido para a criação de dispositivos que permitissem pessoas com deficiência física e motora comunicar com dispositivos que as auxiliassem a recuperar, pelo menos parcialmente, as funções perdidas. No entanto abriram-se novas portas no âmbito da investigação de aplicações não médicas.

Os sistemas BCI apresentam uma ampla gama de aplicações e são cada vez mais usados por pessoas saudáveis em jogos de vídeo ou como uma ferramenta para avaliar a informação afectiva dos utilizadores, que não podem ser recolhidas por interfaces convencionais. Na área do controlo de aparelhos os utilizadores beneficiaram destas aplicações no controlo mãos-livres. No campo da monitorização, os sistemas necessitam de compreender e antecipar o estado do utilizador; por exemplo, os automóveis irão reagir à sonolência do condutor. Outra aplicação é a pesquisa no campo da neurociência, ajudando a compreender o papel das redes neuronais. *Neuromarketing* e *Neuroergonomics* são outros dois exemplos de aplicações de sistemas BCI, usadas na avaliação da forma como a tecnologia, as capacidades

e as limitações humanas se combinam. Um exemplo é a recente pesquisa sobre o uso do telemóvel enquanto se conduz, revelando ser tão perigo conduzir e manter uma conversação ao telemóvel como conduzir sob o estado de embriaguez.

Com os sistemas BCI podemos também entrar no campo da educação, medindo a plasticidade e as mudanças no cérebro, podendo ajudar um individuo a melhorar os seus métodos de treino. Através de indicadores de estado, podemos medir os níveis de aprendizagem, úteis para sistemas automáticos de treino e instrutores virtuais. [3, 11]

Os sistemas BCI podem ter uma importante contribuição para ajudar a ultrapassar os desafios duma sociedade moderna, providenciando o acesso a sistemas e serviços electrónicos e a um estilo de vida mais saudável e seguro. As aplicações nas áreas da Segurança e Melhoramento Cognitivo encontram-se entre aquelas em que os sistemas BCI podem dar uma contribuição de maior relevância para a sociedade (ver Tabela 2.2).

Tabela 2.2 Relevância das áreas de aplicação não médica de sistemas BCI [3]

	Pesquisa	Relevância para a Sociedade	Viabilidade económica	Preço	Mercado
Controlo de dispositivos	±	-	-	-	5 a 10 anos
Monitorização	-	+	+	±	3 a 5 anos
Avaliação	-	-	±	±	1 a 3 anos
Treino e Educação	-	+	+	±	3 a 5 anos
Entretenimento	±	-	+	+	agora
Melhoramento cognitivo	-	±	+	+	3 a 5 anos
Segurança	-	±	-	±	5 a 10 anos

3. Espectroscopia de infravermelho próximo

Nos últimos anos a espectroscopia de infravermelho próximo (NIRS) ganhou uma ampla aceitação devido às suas vantagens em relação a outras técnicas de análise e diagnóstico do sistema hemodinâmico do ser humano. Este factor torna a técnica especialmente atractiva do ponto de vista do desenvolvimento de sistemas como as interfaces cérebro-computador.

3.1. Radiação de Infravermelho próximo

A primeira descrição da radiação de infravermelho próximo (NIR - *Near-Infrared*), realizada por William Herschel, foi feita em 1800, embora a primeira aplicação industrial tenha aparecido apenas em 1950. Somente em 1968 o engenheiro agrícola Karl Norris desenvolveu a espectroscopia baseada no uso da radiação do espectro do infravermelho próximo.

Em 1977, o americano Frans F. Jobsis mostrou a aplicação clínica da espectroscopia de infravermelho próximo com a monitorização não invasiva de parâmetros de oxigenação tecidual, sendo considerado o estudo pioneiro no uso desta tecnologia para a avaliação da oxigenação e do metabolismo celular. Desde então vários estudos foram publicados sobre a eficácia e a utilidade do método na monitorização da oxigenação tecidual em doentes [12].

No contexto do presente trabalho a espectroscopia de infravermelho próximo (NIRS) consiste num método de espectroscopia que recorre à radiação de infravermelho próximo de baixa intensidade, com potências tipicamente entre 5 a 10 mW e comprimentos de onda entre os 640nm e os 950nm, para caracterizar, de forma não invasiva, as flutuações no metabolismo cerebral durante a execução de tarefas. Devido à baixa absorção óptica do tecido biológico nesta gama de comprimentos de onda, geralmente referida como “*near-infrared window*” (ver Figura 3.1), a radiação pode penetrar vários centímetros no tecido, cerca de 1,5 cm a 2 cm através da pele e do crânio, penetrando ainda cerca de 5 a 10mm no tecido cerebral. As

diferenças entre a concentração de oxi-hemoglobina e desoxi-hemoglobina podem ser medidas através da quantificação da intensidade de radiação que é atenuada.

Com a colocação dos óptodos sobre a cabeça, a reduzida penetração da radiação no cérebro limita esta técnica de neuroimagem à monitorização da camada cortical externa. Uma vez que o tecido da cabeça de um humano adulto é altamente dispersor, a luz não viaja em linha recta pelo tecido, como faria se fossem raios-X ou gama. Os fótons do feixe de radiação mudam de direcção repetidamente durante o seu trajecto no tecido. Deste modo, apenas uma pequena fracção atinge o receptor, geralmente a uma distância de 3 a 4 cm do emissor. Devido aos movimentos da cabeça ou obstrução do cabelo, a qualidade do sinal pode piorar, gerando artefactos, os quais podem ser minimizados se garantirmos o correcto posicionamento dos óptodos.

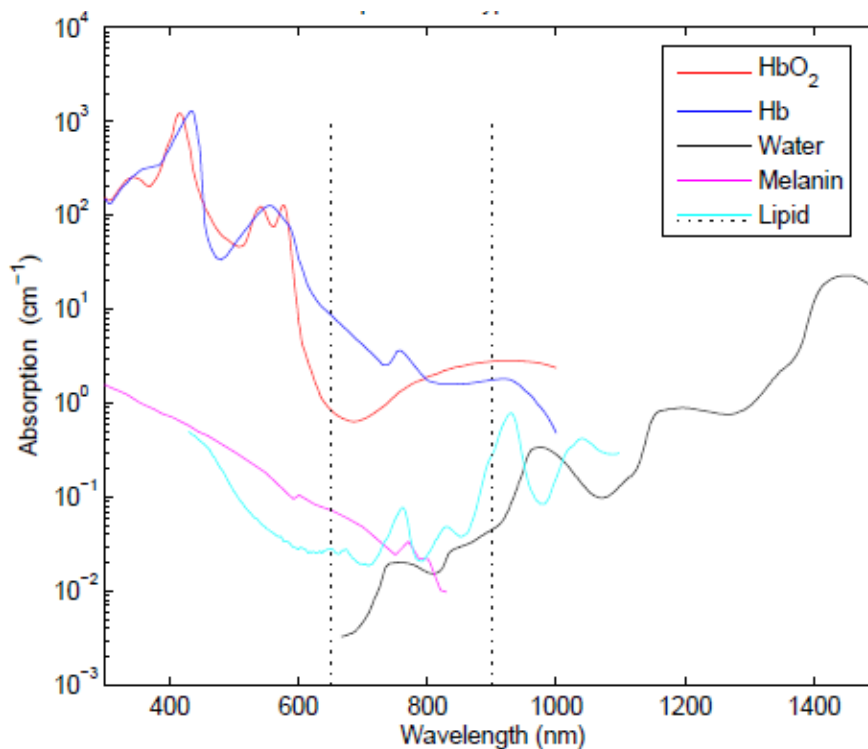


Figura 3.1 Gráfico do coeficiente de absorção de algumas substâncias em função do comprimento de onda da radiação incidente; a janela óptica da radiação de infravermelho próximo encontra-se delimitada pelo tracejado. Retirado de [13].

Embora a NIRS seja uma modalidade de medição relativamente nova, promete ser uma excelente modalidade para aplicações BCI. Esta apresenta-se como boa alternativa ao EEG, dado não ser necessário nem gel condutor nem eléctrodos, mas sim óptodos. Contudo, os atrasos inerentes à resposta hemodinâmica podem ser uma limitação na aplicação e utilização de sistemas baseados em NIRS [2, 14, 15].

3.2. Interacção da hemoglobina com a radiação

Nas últimas décadas foram realizados vários estudos sobre a espectroscopia de infravermelho próximo (NIRS) no córtex pré-frontal, visual e motor. A maioria destes revelou um aumento da HbO₂ (oxi-hemoglobina) e uma diminuição da Hb (desoxi-hemoglobina) enquanto o sujeito executava uma tarefa cognitiva, visual ou outras tarefas motoras. No entanto, os resultados nem sempre são consistentes e alguns estudos revelaram alterações opostas na HbO₂ e na Hb num ou noutro sujeito.

Um estudo realizado por Hoshi et al. (1994) revelou diminuições tanto na Hb como na HbO₂ em nove dos 33 sujeitos, sobre a região frontal durante uma tarefa aritmética mental. Quaresima et al. (2005) encontrou uma resposta de activação típica em quatro dos oito sujeitos, enquanto nos restantes, surgiram vários padrões inesperados de activação (falta de redução da Hb ou mesmo um aumento da Hb).

Um estudo realizado por Bauernfeind et al. (2008) revelou alterações hemodinâmicas opostas para o córtex pré-frontal durante tarefas aritméticas em 11 dos 12 sujeitos, enquanto no último sujeito, quer a Hb quer a HbO₂ diminuíram. De modo semelhante, um estudo realizado por Sato et al. (2005) revelou que o córtex motor mostrou uma considerável variabilidade das respostas hemodinâmicas nos sujeitos testados. O aumento da HbO₂ foi observado em 90% dos casos, enquanto a diminuição da Hb foi observado apenas em 76% dos casos. Embora na maioria dos estudos a resposta hemodinâmica típica seja um aumento da HbO₂ e uma diminuição da Hb, os estudos acima descritos indicam que a imagem óptica pode resultar em observações inesperadas.

A posição dos óptodos é complicada e pode ser uma razão para as observações inesperadas encontradas nas respostas hemodinâmicas. A maioria dos estudos recorre ao sistema internacional 10/20 (ver Figura 3.2) usado nas gravações EEG para a localização do córtex alvo e posicionamento dos óptodos. A hemodinâmica cerebral é controlada através da execução de uma simples tarefa. Caso não sejam detectadas alterações hemodinâmicas os óptodos são movidos alguns milímetros e a tarefa é novamente repetida.

Um estudo realizado por Strangman et al. (2003), revelou que os níveis do sinal NIRS diminuem rapidamente quando desviados do alvo por mais de 10 mm quer transversal quer longitudinalmente, mostrando também que os erros nos dados NIRS adquiridos aumentam quando os óptodos estão mais afastados da zona em que são geradas as alterações hemodinâmicas [16, 17].

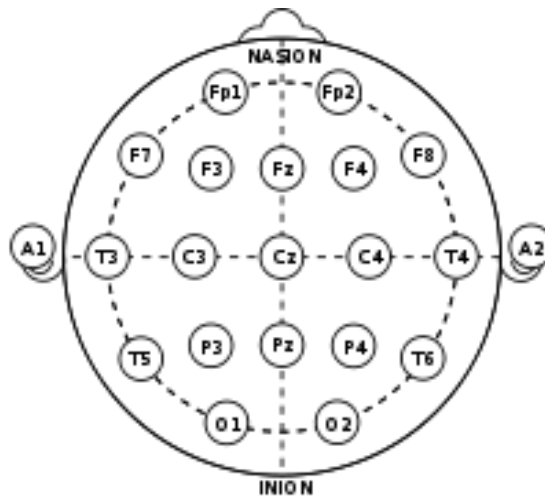


Figura 3.2 Sistema internacional 10-20 para posicionamento de óptodos na cabeça [18].

3.3. Emissão da radiação

Existem diversas formas de usar a radiação nos sistemas NIRS, baseando-se cada instrumento num método de irradiação diferente e princípio de cálculo diferentes para obter os sinais espectroscópicos. Deste modo, existem principalmente três formas de emitir a radiação: por pulsos; com intensidade modulada numa dada frequência; e com intensidade constante.

3.3.1. Irradiação por pulsos

Nos sistemas de irradiação por pulsos são disparados impulsos de luz, com duração da ordem dos nano segundos, de intensidade constante, e é medida a resposta temporal do tecido. Os detectores recebem a “*temporal point spread function*” (TPSF), ou seja, a distribuição temporal dos fótons, à medida que deixam o tecido e atingem o detector, fornecendo informação acerca das propriedades ópticas do tecido, podendo os valores do coeficiente de absorção - μ_a - e o coeficiente de dispersão - μ_s' - ser calculados através do modelo de transporte de luz. A Figura 3.3 mostra a TPSF após o impulso passar pelo tecido.

Embora estes sistemas forneçam maior número de informação por cada par fonte-detector, têm um longo tempo de aquisição, tornando-o lento. Estes são instrumentos caros e de grandes dimensões. Esta técnica foi proposta por Delpy et al. em 1988, tendo sido desenvolvidos vários sistemas desde então [19, 20].

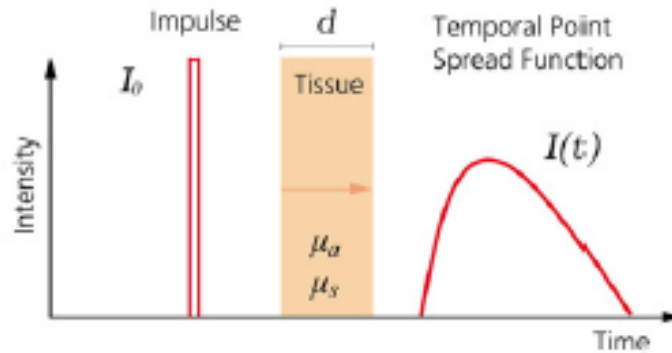


Figura 3.3 Interação de um pulso de luz com tecido biológico, em que é medido o tempo de chegada dos fótons ao detector. I_0 – impulso de luz; $I(t)$ – Função ‘temporal point spread’; d – espessura do meio; μ_a - coeficiente de absorção; μ_s - coeficiente de dispersão [21].

3.3.2. Irradiação em intensidade modulada

Os sistemas de irradiação em intensidade modulada recorrem à modulação da intensidade da radiação a frequências entre os dez hertz e as centenas de milhões de hertz (MHz). Ao passar pelo tecido a intensidade da radiação é atenuada, diminuindo a amplitude e havendo uma mudança de fase (ver Figura 3.4) podendo retirar-se informação quantitativa acerca das propriedades do tecido, μ_a e μ_s . É possível calcular as concentrações absolutas de oxigênio e desoxi-hemoglobina. A aquisição é mais rápida que a dos sistemas de irradiação por pulsos, sendo por isso necessária também uma eletrónica mais complexa. Esta técnica foi primeiramente introduzida e testada experimentalmente por Chance et al. em 1990 [19, 20].

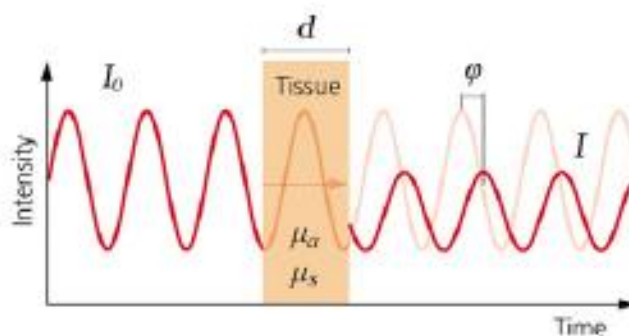


Figura 3.4 A intensidade modulada em amplitude interage com o tecido, provocando uma atenuação da amplitude inicial e uma alteração de fase. I_0 – intensidade modulada incidente; I – sinal transmitido; d – espessura do meio; μ_a - coeficiente de absorção; μ_s - coeficiente de dispersão; ϕ – fase [21].

3.3.3. Irradiação em intensidade constante

Na maioria dos sistemas de onda contínua (CW – Continuous Wave) a radiação é emitida com uma intensidade constante. Esta atravessa os tecidos, a sua intensidade é atenuada (ver Figura 3.5) e é medida por um ou vários detectores. Podem-se calcular as concentrações relativas de vários cromóforos se for usado mais do que um comprimento de

onda. Estes sistemas são relativamente fáceis de construir e de aquisição rápida, sendo por isso esta a técnica mais utilizada. [19, 20].

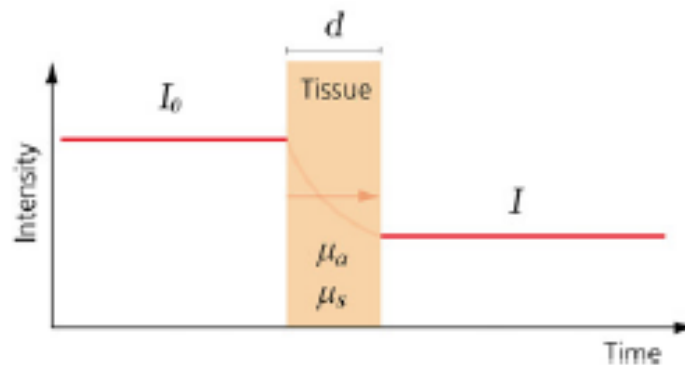


Figura 3.5 A radiação emitida continuamente interage com o tecido, havendo apenas uma atenuação na intensidade. I_0 – impulso de radiação; I – sinal transmitido; d – espessura do meio; μ_a - coeficiente de absorção; μ_s - coeficiente de dispersão [21].

3.4. Equipamentos de espectroscopia

Há uma grande variedade de equipamentos NIRS comercialmente disponíveis, os quais permitem a avaliação espectroscópica dos tecidos. Nos adultos, devido à espessura do crânio, é necessário que os óptodos de transmissão e recepção sejam colocados com alguns centímetros de intervalo. Um sistema NIRS consiste numa fonte de radiação, num detector de radiação e num equipamento de processamento e de gravação do sinal. A radiação é gerada em comprimentos de onda específicos, normalmente por LEDs, e é detectada normalmente através de fototransistores. O sinal é posteriormente processado de modo a amplificá-lo e filtrar o ruído ambiental. O dispositivo de gravação pode ser um computador ou um qualquer outro dispositivo que permita armazenar e exibir a medida do sinal eléctrico. Na Tabela 3.1 podemos observar as características dos equipamentos NIRS disponíveis no mercado, verificando assim o elevado preço do *PortaMon* (ver Figura 3.6-a)) e conseqüentemente do *PortaLite* (ver Figura 3.6-b)), dado ser também portátil, com uma autonomia 8 horas e poder ser colocado em quase toda a zona do corpo [22].



a)



b)

Figura 3.6 Sistemas NIRS portáteis: a) PortaMon; b) PortaLite [23].

Tabela 3.1 Características dos equipamentos NIRS[24].

Companhia	Produto	Medidas	Nº Canais	Custo (€)	Notas
Artinis Medical Systems	PortaMon	músculo	4	9990	Sem fios e portátil
	PortaLite	Qualquer zona	3	-	Sem fios e portátil
	OxyMon MKIII	cérebro/musculo	até 48	-	
Biopac	fNIRS300	cérebro	16	-	
Hamamatsu	Niro	cérebro	2	-	
Hitachi	ETG4000	cérebro	até 52	170k a 260k	Até 370k € incluindo acessórios
ISS	Imagent	cérebro	4 a 16	-	
NIRX	DYNOT	cérebro	-	-	
Omron	HEO 200	cérebro	-	-	Sem fios e portátil
Shimadzu	OMM	cérebro	42	225k	
TechEn	brain monitor	cérebro	até 32	-	

3.5. Aplicações médicas da espectroscopia de infravermelho próximo

Os maiores desenvolvimentos da NIRS na área clínica e no campo da Biomédica surgiram durante a década de 90. Uma vez que é uma técnica não invasiva, evita a biópsia e, em alguns casos, até a cirurgia. Verifica-se também que a radiação NIRS, ao contrário dos raios-X, é inofensiva para os tecidos biológicos [12].

A NIRS é utilizada numa grande variedade de serviços clínicos, tais como neonatologia, geriatria, cirurgia, psicologia, urologia, neurologia, fisiologia e reabilitação.

A monitorização cerebral com NIRS durante a cirurgia é aplicada em procedimentos cirúrgicos onde existe o risco de isquémia cerebral, fornecendo informação acerca da perfusão e oxigenação cerebral. Os óptodos colocados na parte frontal da cabeça mostraram que, durante uma paragem cardíaca, ocorre uma diminuição na concentração de hemoglobina e do volume total de sangue, após a qual a concentração de hemoglobina recupera [24].

Na área da terapia intensiva e também no sector de emergência médica a NIRS é utilizada para a monitorização da oxigenação tecidual, estando direccionada para o estudo da oxigenação muscular periférica. Neste caso, a portabilidade e o modesto custo do equipamento, em comparação com outros instrumentos, como espectrómetros de ressonância magnética nuclear (RMN), torna-o especialmente atractivo em situações onde é necessário uma rápida intervenção, como implantes de excertos de pele ou transplantes de órgãos.

Actualmente a NIRS é usada para estudar as alterações na oxigenação do córtex motor humano durante a resposta a tarefas motoras. Se com a NIRS “extrairmos os pensamentos” do cérebro humano e usarmos a informação como *input* para controlar máquinas e equipamentos construindo Interfaces Cérebro Computador, poderemos também aplicar esta técnica na área da reabilitação, ajudando pessoas com deficiências físicas a operar tanto próteses como quaisquer outros equipamentos mecânicos, facilitando em muito o seu dia-a-dia.

3.6. Segurança

No que toca a equipamentos NIRS, a segurança dos utilizadores, como em qualquer outro equipamento, é fundamental. No entanto, o principal cuidado a ter prende-se com o facto de utilizar radiação electromagnética, que irá atravessar tecidos biológicos.

Quando um díodo emissor de luz entra em contacto directo com a pele, existem duas fontes de calor: a radiação electromagnética emitida pelo díodo, que é absorvida pela pele; e o calor gerado na junção semicondutora do díodo. Os potenciais danos provocados pela radiação advêm do seu comprimento de onda, da dimensão da zona irradiada e do tempo durante o qual o tecido está exposto à radiação.

De uma forma geral, um dos efeitos a ter em consideração é o aquecimento da superfície da pele, o qual resulta da absorção da radiação pela água, podendo causar queimaduras se o tempo de exposição for elevado. No entanto a radiação utilizada nos sistemas NIRS usa comprimentos de onda inferiores a 950nm, aos quais a água se comporta como se fosse transparente. A radiação utilizada em sistemas NIRS é maioritariamente

absorvida pelos pigmentos do sangue que, por estarem em circulação na corrente sanguínea, ficam expostos à radiação por períodos de tempo curtos, não chegando a absorver calor suficiente para que isso constitua um risco para a saúde.

Os comprimentos de onda utilizados nestes sistemas são não ionizantes (apenas excitam, não conseguem remover electrões) pelo que não existe o risco de alteração da informação genética, ao contrário da radiação ultravioleta.

Ainda não foram propostas recomendações regulamentares específicas para o uso de LEDs em contacto directo com a pele. No entanto existem alguns esforços da ICNIRP - International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, IEC - International Electrotechnical Commission e ANSI - American National Standards Institute, para definir padrões de utilização segura dos LEDs baseando-se estes, sobretudo, nos danos que podem ser provocados nos olhos. No entanto, para a exposição aos olhos, os LEDs foram considerados seguros por um grande número de estudos.

3.7. Espectroscopia e EEG

A combinação da NIRS com a EEG dá origem a uma ferramenta capaz de fornecer informação sobre a função cerebral, bem como a recolha de informação acerca das características espaciais e temporais da actividade neuronal. Os potenciais eléctricos no tecido cerebral podem ser medidos por EEG, a qual apresenta elevada resolução temporal, enquanto a NIRS mede as alterações na oxigenação e volume sanguíneo, reflectindo a actividade metabólica neuronal.

Embora ainda no início, ao nível de pesquisa BCI, as respostas ópticas da NIRS têm sido demonstradas em vários estudos de tarefas motoras e cognitivas. Actualmente, a medição da actividade neuronal usando a electroencefalografia é o método preferido para a extracção de informação dos sinais cerebrais para o desenvolvimento de BCI. Têm sido usados outros métodos de imagem, incluindo fMRI e MEG, no entanto são métodos relativamente inadequados devido às impraticabilidades do equipamento. Também os procedimentos que envolvem PET ou SPECT (Tomografia Computorizada por Emissão de Fotão Único) não são adequados uma vez que obrigam a longas utilizações devido às constantes de tempo, à exposição aos marcadores radioactivos e sobretudo por serem métodos dispendiosos [24, 25].

3.8. Espectroscopia e oximetria de pulso

Muitas vezes a NIRS pode ser confundida com oximetria de pulso, dado basear-se no mesmo princípio físico, ou seja, utilizar a radiação para quantificação e detecção dos cromóforos. As acentuadas diferenças no espectro da desoxi (Hb) e oxi-hemoglobina (HbO₂) para comprimentos de onda diferentes permitem-nos utilizar a radiação emitida pelos LEDs, (vermelha e infravermelha), para penetrar no tecido e obter espectros de absorção. Observando o espectro de absorção (ver Figura 3.7) verificamos que a HbO₂ absorve mais a radiação com comprimento de onda de 940nm, enquanto a Hb absorve dez vezes mais radiação com comprimento de onda de 660nm do que a HbO₂. Conhecendo as concentrações relativas da oxi

e desoxi-hemoglobina, podemos determinar a Saturação Percentual de Oxigénio no sangue (SpO₂) [26].

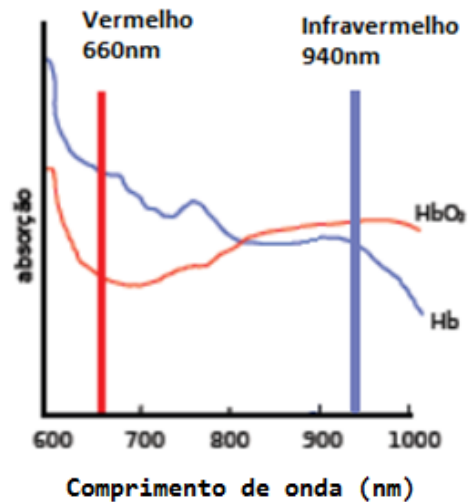


Figura 3.7 Espectro de absorção da oxihemoglobina (HbO₂) e desoxihemoglobina (Hb), adaptado de [27].

Um oxímetro de pulso é um dispositivo médico que mede indirectamente a quantidade de oxigénio no sangue. Normalmente está ligado a um monitor para que enfermeiros, médicos e fisioterapeutas possam acompanhar o nível de oxigenação do sangue ao longo do tempo, sendo que a maioria dos monitores mostra também a frequência cardíaca. Considera-se que o nível normal de oxigenação do sangue se situa entre os 95 e 100%, para uma pessoa a respirar normalmente a uma altitude ao nível do mar.

Geralmente os oxímetros são usados em zonas translúcidas do corpo, tais como o dedo ou o lóbulo da orelha. Na Figura 3.8 a) encontra-se representado o esquema de um oxímetro. Na Figura 3.8 b) é possível observar que o sinal detectado varia de acordo com a fase do ciclo cardíaco. Com efeito, uma grande parte do sinal provém da absorção da radiação por parte dos tecidos que se encontram no percurso óptico da radiação. No entanto, a outra parte do sinal é função do volume do sangue arterial que se encontra no percurso óptico, que por sua vez varia com a pressão sanguínea pulsada. Desta forma, ao analisar apenas os valores oscilatórios do sinal, podemos inferir acerca dos valores de SpO₂ e identificar a frequência dos batimentos cardíacos [27, 28].

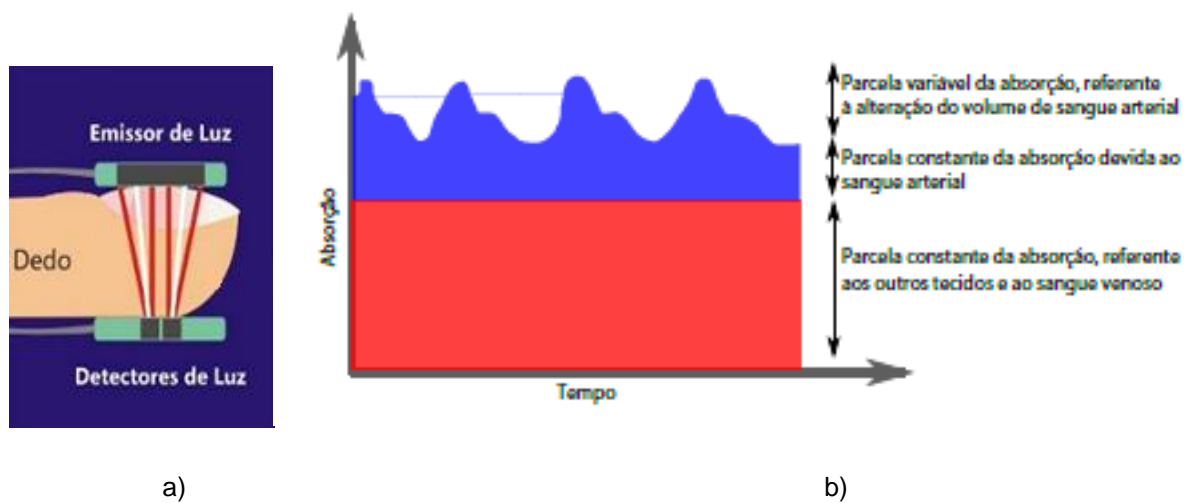


Figura 3.8 a) Esquema do emissor e detector de um oxímetro, adaptado de [28]; b) Variação temporal da quantidade de luz absorvida pelos tecidos e pelo sangue [27].

Existem três diferenças fundamentais entre um oxímetro e um equipamento NIRS: o comprimento de onda utilizado pelo equipamento NIRS é diferente do utilizado na oximetria, sendo que o do NIRS atinge maior profundidade no tecido; a NIRS pode utilizar um maior número de comprimentos de onda, podendo por isso distinguir maior número de cromóforos, ou seja, componentes teciduais, do que o oxímetro de pulso; a NIRS dá-nos uma avaliação global da concentração do oxigénio nas artérias, veias e capilares, enquanto a oximetria de pulso calcula o rácio da concentração de $HbO_2 / (Hb + HbO_2)$ [29].

A oximetria de pulso apresenta algumas desvantagens. Por vezes a precisão da leitura pode ser afectada pela translucidez dos tecidos e pelo fluxo sanguíneo no local onde a medição é feita; as temperaturas extremamente baixas ou a má circulação sanguínea também podem dificultar a medida.

Em casos de hipovolémia, hipotensão ou hipotermia, as medidas de oximetria podem apresentar uma saturação de oxigénio adequada, existindo no entanto uma baixa capacidade para o transporte de oxigénio devido à redução do fluxo sanguíneo. Neste caso o sensor pode não ser capaz de detectar adequadamente a forma de onda pulsátil, resultando numa ausência de sinal ou perda de precisão.

Sinais cardíacos irregulares, exposição à luz externa forte, fortes campos electromagnéticos, pigmentação escura da pele e corantes intravenosos também podem ser um problema para um oxímetro de pulso, podendo resultar em leituras imprecisas.

Outro problema é a metemoglobina, uma forma de hemoglobina que não transporta oxigénio. No organismo é normal termos 1 a 2% de hemoglobina sob esta forma. Um elevado nível de metemoglobina faz com que o oxímetro de pulso indique uma leitura errada, independentemente do nível de saturação do oxigénio efectivo [26].

4. Actividade cerebral

4.1. O cérebro

Sendo o cérebro humano um órgão complexo, este representa cerca de 2% da massa total do corpo e recebe aproximadamente 25% de todo o sangue bombeado pelo coração. Divide-se em dois hemisférios: esquerdo e direito, sendo estes formados por milhares de milhões de células. O hemisfério esquerdo, dominante em 98% dos humanos, é responsável pelo pensamento lógico e competência comunicativa, enquanto o direito é responsável pelo pensamento simbólico e pela criatividade.

Em cada hemisfério conseguimos distinguir quatro áreas, chamadas lobos cerebrais (ver Figura 4.1) tendo cada uma delas funções diferenciadas e especializadas.

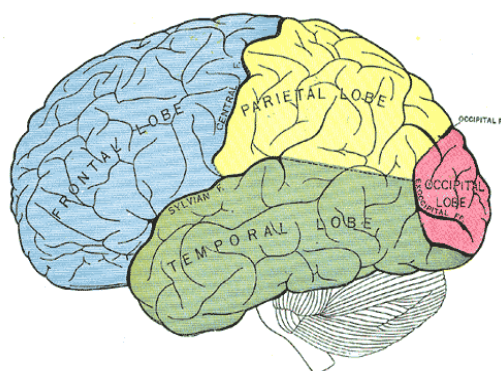


Figura 4.1 Lobos cerebrais [20].

Os lobos cerebrais são designados pelos nomes dos ossos cranianos que lhes estão mais próximos. O lobo frontal fica localizado na região da testa; o lobo occipital na região da nuca; o lobo parietal na parte superior central da cabeça e os lobos temporais nas regiões laterais da cabeça.

Enquanto os lobos parietais, temporais e occipitais estão envolvidos na percepção daquilo que os nossos órgãos sensoriais detectam no meio exterior, o lobo frontal, que inclui o córtex motor, está envolvido no planeamento de acções e movimentos. A actividade no lobo frontal aumenta sempre que temos que executar uma tarefa. O córtex motor é o responsável pelo controlo e coordenação da motricidade voluntária, e é um tecido fino com uma espessura entre 1 e 4 mm. Este pode ser representado por um mapa de superfície, tal como pode ser observado na Figura 4.2. Perto da orelha está a zona que controla os músculos da garganta e da língua; segue-se a zona que controla os dedos, mão e braço e por fim a zona que controla o tronco. A zona que controla as pernas e os pés localizam-se na linha média do hemisfério.

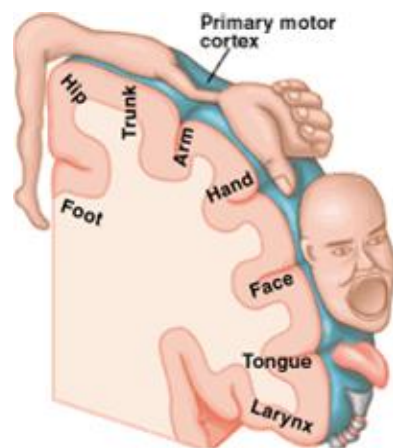


Figura 4.2 Mapa da superfície do cérebro [20].

O córtex pré-motor (ver Figura 4.3) é o responsável pela aprendizagem motora e pelos movimentos de precisão. Esta área fica mais activa ao imaginar-se determinado movimento [30, 31].

Se for executado um movimento, a área motora fica também activa, permitindo, desta forma, que o sistema BCI-NIRS explore as alterações hemodinâmicas que ocorrem nesta região.

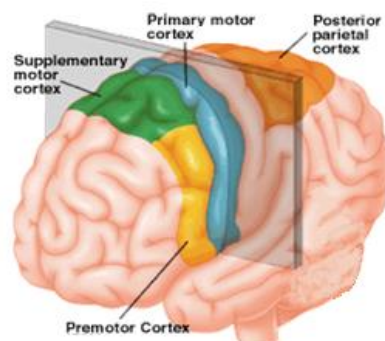


Figura 4.3 Áreas cerebrais - adaptado de [20].

4.2. Radiação e hemodinâmica cerebral

Quando a radiação atinge um tecido, a sua propagação depende de uma combinação de efeitos: reflexão, dispersão e absorção. Enquanto a reflexão depende apenas do ângulo de incidência na superfície tecidual, a dispersão e absorção dependem do comprimento de onda da radiação incidente. A dispersão da radiação no tecido diminui com o aumento do comprimento de onda. A absorção, no entanto, é determinada pelas propriedades moleculares do tecido. Acima dos 1300nm, por exemplo, a radiação é completamente absorvida pela água nas camadas superficiais da pele, enquanto a radiação no espectro da luz visível é completamente absorvida pela hemoglobina, sofrendo também dispersão e, limitando a sua penetração em profundidade. A radiação com comprimentos de onda na região do infravermelho próximo consegue penetrar na pele, no músculo e no crânio, e interagir com o tecido cerebral e a sua hemodinâmica.

A actividade neuronal resulta de uma complexa sequência de eventos, geralmente referidos como acoplamento neurovascular, os quais produzem alterações no fluxo sanguíneo e no consumo de oxigénio. Um aumento do fluxo sanguíneo está associado a um aumento do volume sanguíneo, o qual proporciona uma maior quantidade de HbO_2 às veias e capilares.

Um aumento no consumo de oxigénio durante a execução de uma tarefa leva inicialmente a um aumento da concentração de hemoglobina desoxigenada e uma diminuição da hemoglobina oxigenada. A interacção entre o fluxo sanguíneo e o consumo de oxigénio durante a activação neuronal resulta posteriormente num aumento do volume sanguíneo e da concentração da oxi-hemoglobina, e numa diminuição da concentração de desoxi-hemoglobina [32].

As concentrações de HbO_2 e Hb são susceptíveis de se alterar rapidamente, a qual está associada também a alterações no fluxo e volume sanguíneo nas artérias (ver Figura 4.4) [1].

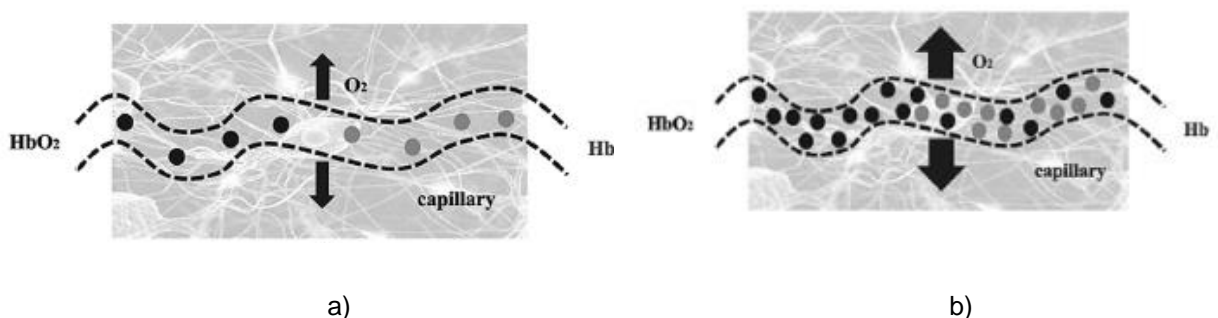


Figura 4.4 Alteração nas concentrações de HbO_2 e Hb: a) concentração em repouso; b) concentração após activação neuronal. Adaptado de [33].

No gráfico da Figura 4.5 está representada a tendência característica das alterações nos níveis de concentração da hemoglobina oxigenada e da hemoglobina desoxigenada quando o córtex é submetido a um estímulo.

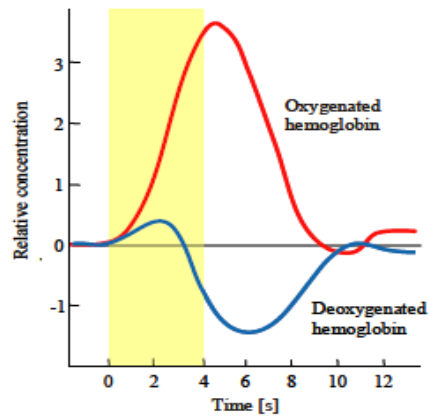


Figura 4.5 Comportamento característico da oxi e desoxi-hemoglobina quando o córtex motor é submetido a um estímulo [34].

Na Figura 4.6 pode-se observar o resultado da activação neuronal no córtex motor resultante de um estímulo, abrir e fechar a mão, durante os intervalos de tempo a azul, constatando o aumento da concentração de HbO_2 (cor de rosa claro) e a diminuição da concentração de Hb (cor de rosa escuro).

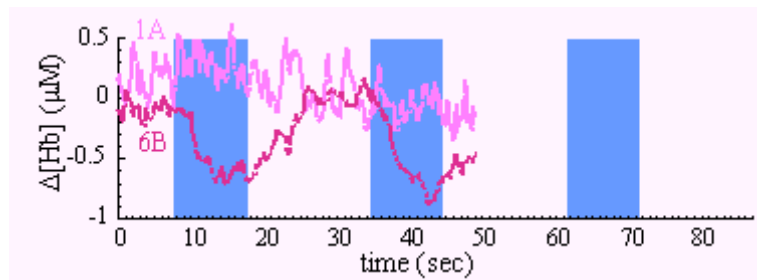


Figura 4.6 Activação neuronal seguida das respectivas alterações nas concentrações de HbO_2 (cor de rosa claro) e Hb (cor de rosa escuro), adaptado de [32].

4.3. A radiação e o tecido cerebral

A intensidade da radiação de infravermelho próximo reflectida pelo tecido cerebral depende da hemodinâmica cerebral e pode, por isso, ser usada no desenvolvimento de uma interface cérebro-computador.

Dados o ângulo de incidência, a dispersão e a absorção, a zona de maior intensidade de propagação da radiação de infravermelho próximo no tecido cerebral tem a forma de uma banana (ver Figura 4.7), em que a distância (d) entre o ponto de entrada da radiação e o ponto de saída tem valores tipicamente entre 2 cm e 4 cm. As sondas de equipamentos NIRS terão que ter em conta esta distância no dimensionamento e posicionamento relativo entre o emissor e o respectivo sensor.

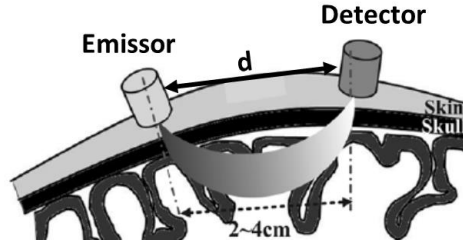


Figura 4.7 Posição do emissor e detector na cabeça, sendo d a distância entre eles; apresenta também o trajeto efectuado pela luz no córtex, entre o emissor e detector [33].

A maioria das sondas, tal como o que está esquematizado na Figura 4.8, possui um d de 2,5 a 3 cm, conferindo um poder de penetração da luz no tecido aproximadamente 2 cm a 2,5 cm [34].

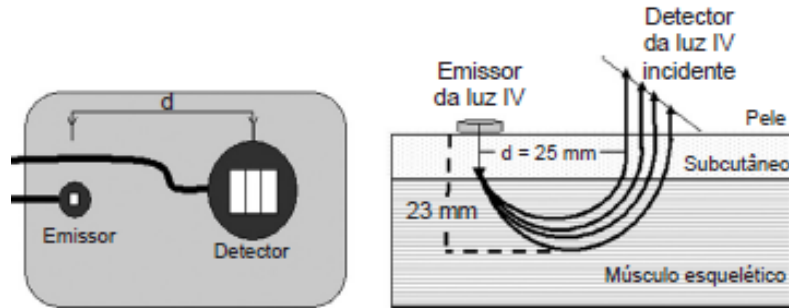


Figura 4.8 Representação típica de um emissor e detector NIRS [1].

De acordo com a Lei de Beer-Lambert (BLL), a intensidade da radiação diminui ao atravessar um meio:

$$I = I_0 \cdot 10^{-\varepsilon_\lambda \cdot c \cdot L} \quad (1)$$

onde I_0 é a intensidade da radiação incidente, I a intensidade da radiação transmitida, L o caminho óptico, c a concentração do cromóforo responsável pela absorção da radiação e ε_λ o coeficiente de extinção molar para um determinado comprimento de onda [35].

É de notar que a equação de Lambert-Beer usa o logaritmo de base 10, bem como o coeficiente de extinção molar em vez dos coeficientes de absorção, os quais estão associados ao logaritmo neperiano [36]. Para compensar a perda de intensidade da radiação por dispersão é frequente usar-se a Lei de Beer-Lambert Modificada (MBLL), com o termo aditivo, G , adimensional. Aplicando-a à geometria típica de um emissor-receptor, obtemos:

$$A_\lambda = -\log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) \approx \varepsilon_\lambda \cdot c \cdot \langle L \rangle + G \approx \varepsilon_\lambda \cdot c \cdot d \cdot DFP + G \quad (2)$$

onde,

A_λ Intensidade da radiação atenuada para um determinado comprimento de onda, também designada Densidade Óptica (*OD-Optical Density*), adimensional;

I_0, I Intensidade da radiação incidente e recebida, respectivamente;

ϵ_λ Coeficiente de extinção molar para cada comprimento de onda em $[M^{-1}\cdot cm^{-1}]$ [não confundir com o coeficiente de absorção molar ($\alpha = \ln(10)\epsilon$) ou com o coeficiente de absorção ($\mu_a = \alpha c$)];

c Concentração do cromóforo, $[M]$;

d Distância entre o emissor e receptor, $[cm]$;

$\langle L \rangle$ Comprimento do percurso médio descrito pelos fótons [37];

DPF 'Differential pathlength factor', factor adimensional para ter em conta o caminho efectuado pelos fótons dispersos, uma vez que, no tecido, não têm uma trajetória uniforme; na literatura existem diferentes formas de escolher um valor aproximado para este parâmetro:

$$- DPF = 4.99 + 0.067 \times idade \times 0.814 \quad [21]$$

- Um valor geral da *DPF* pode ser 6, ou então para uma medida mais precisa utiliza-se a equação abaixo[36]:

$$DPF_\lambda = \frac{1}{2} \left(\frac{3\mu'_{s\lambda}}{\mu_{a\lambda}} \right)^{\frac{1}{2}} \left[1 - \frac{1}{1 + d \left(3\mu'_{s\lambda} \mu_{a\lambda} \right)^{\frac{1}{2}}} \right] \quad (3)$$

Onde,

$\mu'_{s\lambda}$ coeficiente reduzido de dispersão do sangue para cada comprimento de onda;

$\mu_{a\lambda}$ coeficiente de absorção do sangue para cada comprimento de onda;

Uma vez que as alterações no nível de oxigénio num dado momento t têm que ser comparadas com uma referência, então comparamo-las ao momento $t=0$ segundos ou à média dos primeiros segundos dos dados recolhidos, designada linha base. Como estamos interessados nas alterações das quantidades absorvidas, e sendo estas consideravelmente superiores às quantidades dispersas, podemos assumir que G é invariante no tempo. Assim, a Densidade Óptica é aproximadamente igual à concentração relativa dos cromóforos presentes no tecido, pelo que a equação anterior pode ser modificada [38]:

$$\Delta DO_\lambda = -\log_{10} \left(\frac{I(t)}{I_0(t=0)} \right) \approx \left(\sum_{i=1}^2 \Delta c_i \cdot \epsilon_{\lambda i} \right) \cdot d \cdot DFP \quad (4)$$

em que $\Delta c_i = c_i(t) - c_i(t = 0)$ é a alteração temporal das concentrações dos cromóforos.

Na gama de comprimentos de onda 650-900nm os cromóforos que melhor absorvem a radiação são a oxi e desoxi-hemoglobina, os quais apresentam espectros de absorção bem distintos. Possuem uma ordem de grandeza, no que diz respeito à absorvância, superior a qualquer outra espécie presente nos tecidos.

A Lei Modificada de Beer-Lambert é válida para alterações homogéneas nas concentrações de HbO₂ e Hb em tecido homogéneo. Esta aproximação não nos fornece uma medição verdadeira na cabeça, dado esta ser não-homogénea. No entanto, esta não-homogeneidade mantém-se constante e é compensada pela constante G. Devido à natureza do estudo o facto das concentrações detectadas não serem exactas não é importante, mostrando-se suficiente para tirar conclusões. Para obtermos as alterações nas concentrações de hemoglobina a dois comprimentos de onda, temos o seguinte sistema de equações [1, 21, 29]:

$$\begin{bmatrix} \Delta[Hb] \\ \Delta[HbO_2] \end{bmatrix} = (d)^{-1} \begin{bmatrix} \epsilon_{Hb,\lambda_1} & \epsilon_{HbO_2,\lambda_1} \\ \epsilon_{Hb,\lambda_2} & \epsilon_{HbO_2,\lambda_2} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \frac{\Delta DO(\Delta t, \lambda_1)}{DPF(\lambda_1)} \\ \frac{\Delta DO(\Delta t, \lambda_2)}{DPF(\lambda_2)} \end{bmatrix} \quad (5)$$

Resolvendo o sistema acima utilizando as seguintes constantes, que podem ser encontradas na literatura, chegamos às equações (6 e 7) da variação das concentrações de oxi e desoxi-hemoglobina:

$$\begin{array}{lll} \epsilon_{Hb,\lambda=660} = 3226,56 \text{ M}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1} & \epsilon_{Hb,\lambda=940} = 693,44 \text{ M}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1} & DFP \approx 6 \\ \epsilon_{HbO_2,\lambda=660} = 319,6 \text{ M}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1} & \epsilon_{HbO_2,\lambda=940} = 1214 \text{ M}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1} & d \approx 3 \text{ cm} \end{array}$$

$$\Delta[Hb] = 1.83 \times 10^{-5} \times \Delta DO(\Delta t, \lambda_1) + (-4.80 \times 10^{-6}) \times \Delta DO(\Delta t, \lambda_2) \quad (6)$$

$$\Delta[HbO_2] = -1.04 \times 10^{-5} \times \Delta DO(\Delta t, \lambda_1) + 4.85 \times 10^{-5} \times \Delta DO(\Delta t, \lambda_2) \quad (7)$$

4.3.1. Saturação Percentual de Oxigénio no sangue

Como vimos no capítulo anterior, a oximetria de pulso baseia-se no mesmo princípio da espectroscopia de infravermelho próximo. Deste modo podemos aproveitar este projecto para retirar também informação acerca dos níveis de SpO₂. Existem dois tipos de oxímetros: por transmissão e por reflexão, e sendo que o sensor NIRS desenvolvido baseia-se na reflexão da radiação proveniente dos tecidos, pode ser utilizado em qualquer parte do corpo. Na Figura 4.9, está representado um exemplo de um sensor reflexivo.

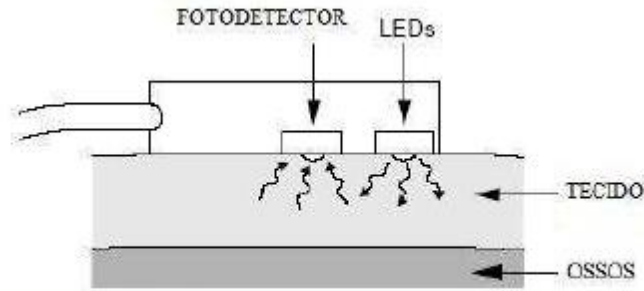


Figura 4.9 Sensor baseado nas propriedades de reflexão da radiação nos tecidos [35].

A saturação percentual de oxigénio é definida como a razão entre a quantidade de oxigénio saturado e a capacidade total de oxigenação:

$$SpO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \quad (8)$$

Onde, $[HbO_2]$ é a concentração de oxi-hemoglobina e $[Hb]$ é a concentração de desoxi-hemoglobina.

A melhor forma para determinar o valor de SpO_2 é através de um valor tabelado, o qual relaciona a SpO_2 com a equação 9 por meio de resultados experimentais e com uma precisão aceitável (ver Figura 4.10).

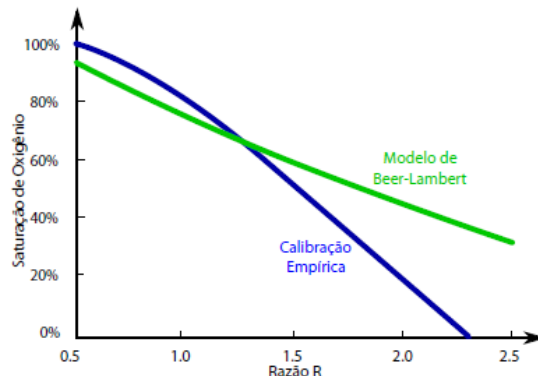


Figura 4.10 Lei de Lambert-Beer Vs. calibração empírica [27].

O cálculo do factor R é feito através do método “pico e vale”, o qual é dado pela equação 9, este baseia-se no coeficiente das intensidades dos picos, máximos e mínimos, de cada comprimento de onda detectado (ver Figura 4.11):

$$R = \frac{\ln\left(\frac{I_{V \min}}{I_{V \max}}\right)}{\ln\left(\frac{I_{IV \min}}{I_{IV \max}}\right)} \quad (9)$$

onde, I_{Vmin} e I_{Vmax} são as intensidades da luz vermelha e I_{IVmin} e I_{IVmax} são as intensidades da radiação infravermelha.

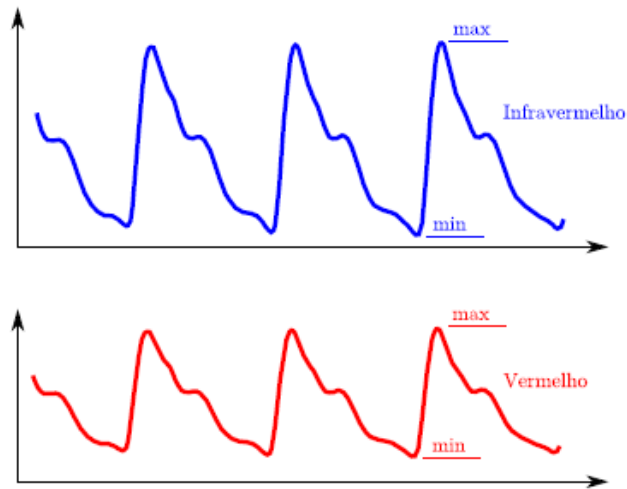


Figura 4.11 Sinal característico detectado por um oxímetro, onde os pontos máximos e mínimos são utilizados no método “pico e vale” [27].

Interpolando o gráfico da Figura 4.10, podemos determinar a saturação de oxigénio através da relação [27]:

$$SpO_2 = \left(100 \cdot \frac{a - bR}{c - dR} \right) \% \quad (10)$$

onde $a=1000$, $b=550$, $c=900$ e $d=350$.

4.3.2. Frequência cardíaca

A frequência cardíaca é o número de vezes que o coração bate num determinado período de tempo. Em termos clínicos é frequente definir o período como sendo um minuto e nessa altura a frequência cardíaca designa-se por batimentos por minuto (BPM). Na Figura 4.11 visualizamos uma série de picos, resultando numa maior absorção de luz aquando do aumento da quantidade de sangue arterial. Este aumento deve-se ao facto do coração se contrair para bombear o sangue para todo o corpo. Se contarmos o número de picos durante um intervalo de tempo, por exemplo 15s, podemos chegar aos BPM:

$$BPM = \text{Número}_{\text{picos15s}} \times 4 \quad (11)$$

5. Desenvolvimento de um sistema de espectroscopia de infravermelho

O sistema desenvolvido é composto por uma interface cérebro-computador, responsável pela monitorização e registo da actividade cerebral através de espectroscopia de infravermelho próximo, e uma aplicação informática para análise de sinal, desenvolvida em MatLab (ver Figura 5.1).

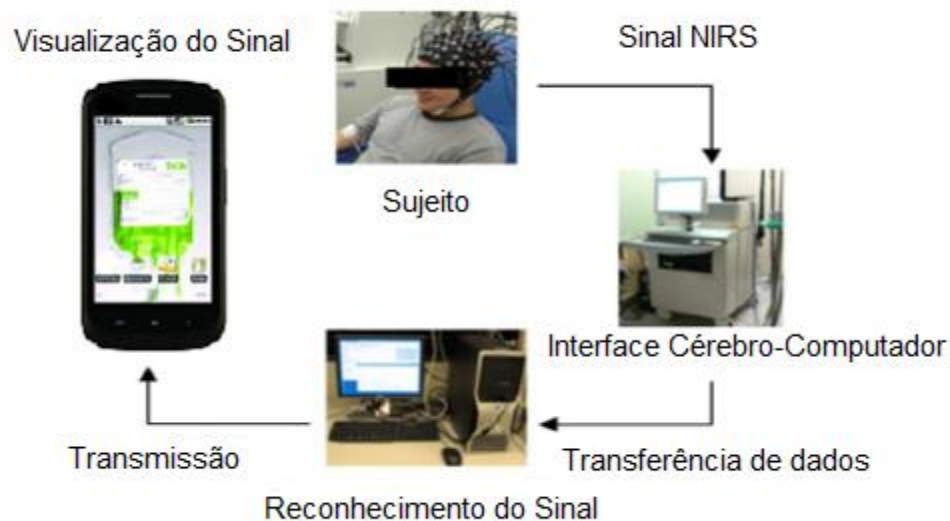


Figura 5.1 Exemplo de um sistema NIRS - adaptado de [34].

5.1. Interface cérebro-computador

A interface desenvolvida tem por base uma sonda constituída por dois LEDs e respectivos foto-receptores, com pré-amplificação, e por um sistema de aquisição e comunicação de sinal a um computador. Os foto-receptores são responsáveis pela medição da intensidade da radiação reflectida nos tecidos, a qual, por ser muito baixa, é amplificada e filtrada várias vezes até se conseguir um sinal com uma boa resolução e livre de ruído. Toda a electrónica é alimentada por duas pilhas de 9V de modo a tornar o dispositivo mais seguro e portátil.

A interface é constituída pela sonda, onde é feita uma primeira pré-amplificação e filtragem dos sinais, e por um sistema de amplificação, conversão do sinal para digital e comunicação série com um computador.

Na Figura 5.2 apresentamos o diagrama de blocos de todo o circuito, bem como a sua comunicação com o PC para a recolha de dados e posterior análise.

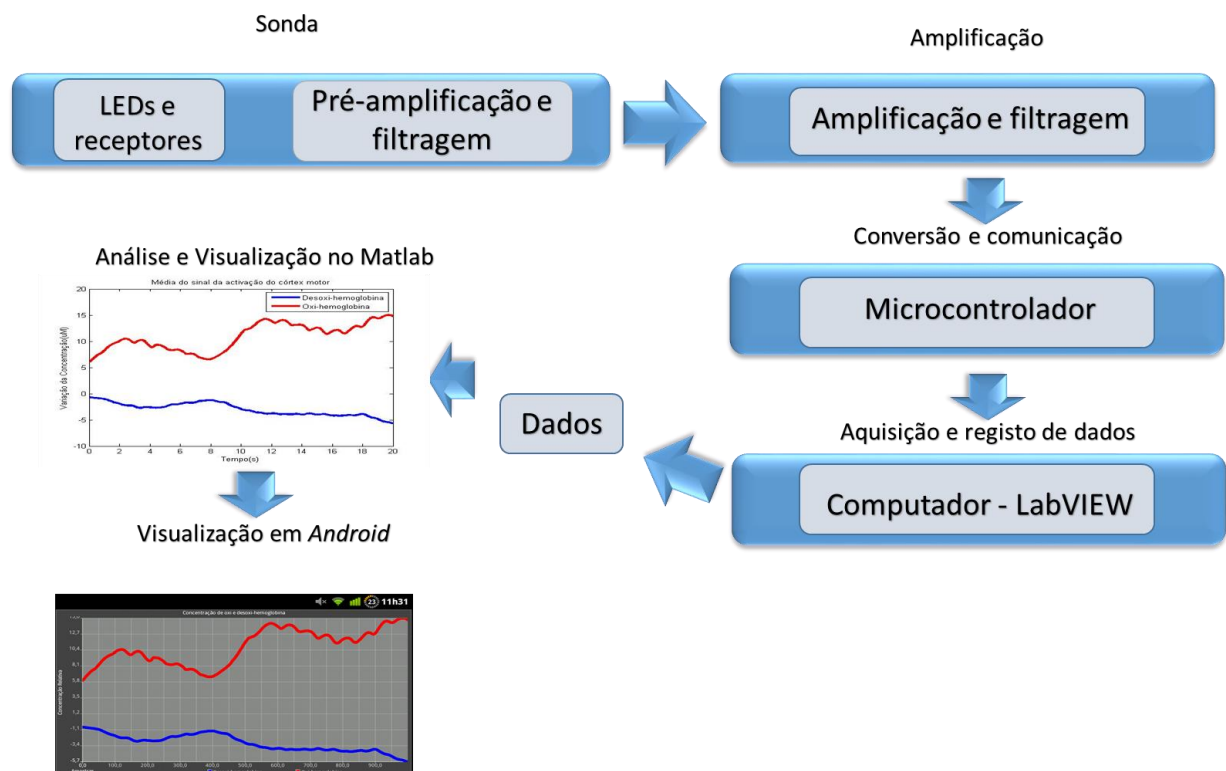


Figura 5.2 Diagrama de blocos do sistema NIRS desenvolvido.

É necessário um cuidadoso *design* dos óptodos e dos mecanismos de acoplamento devido ao movimento e à possível obstrução provocada pelo cabelo, os quais podem afectar o desempenho e a qualidade do sinal [39].

5.2. Sonda NIRS

5.2.1. Emissão e detecção de radiação

Uma vez que em toda a literatura revista não foi encontrada nenhuma referência a uma sonda com as características que se pretendia, e partindo do princípio de que um sensor NIRS é capaz de detectar a activação do córtex motor, foi decidido desenvolver uma sonda com dois LEDs que emitem, cada um, radiação num comprimento de onda diferente, sendo que parte dela atravessa os tecidos e é detectada por dois fototransistores posicionados a cerca de 3 cm dos emissores.

Os LEDs escolhidos, um emissor de luz vermelha (L53SRCE) e outro emissor de radiação infravermelha (HIRL5020), emitem radiação com comprimento de onda de 660nm e 940nm, respectivamente (ver Figura 5.3).

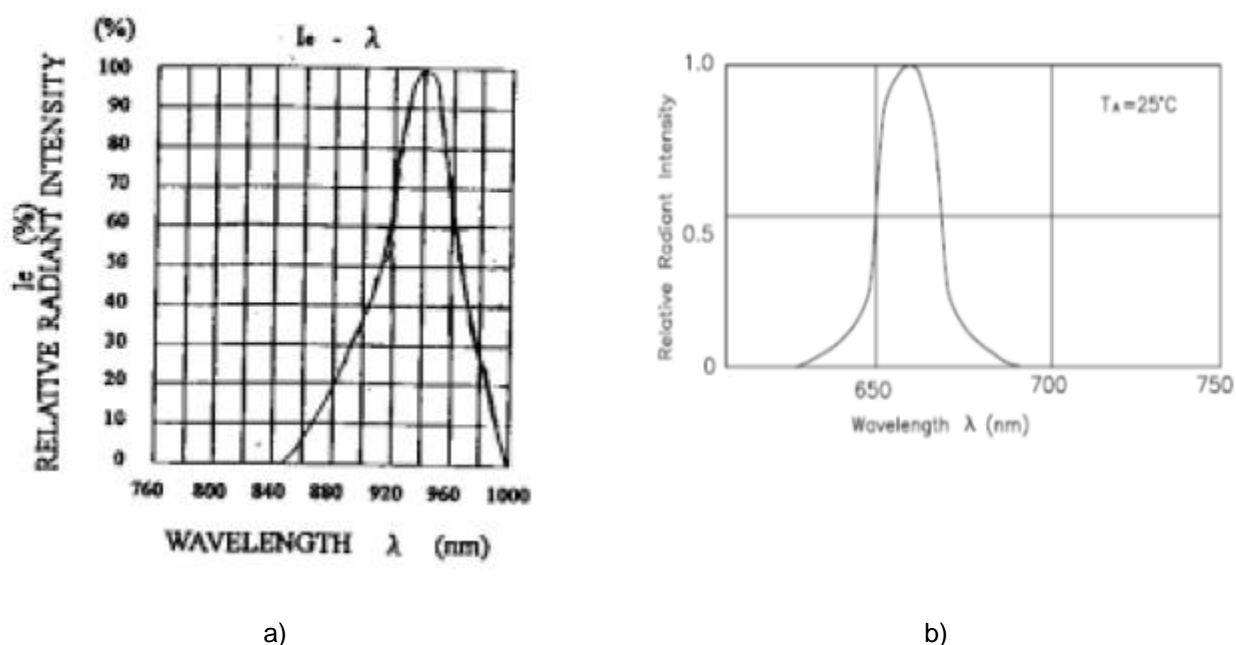


Figura 5.3 Pico da intensidade luminosa relativa dos LEDs da sonda desenvolvida; a) LED infravermelho (HIRL5020); b) LED vermelho (L53SRCE); Informação retirada das respectivas folhas de especificações.

Dependendo da corrente que por eles passa, a intensidade da radiação emitida varia. No entanto, basta a emissão de radiação com alguns mW para se conseguir atingir a profundidade desejada no cérebro.

Pela Lei de Ohm,

$$V = RI \quad (12)$$

onde V é a diferença de potencial em volts (V), R é a resistência eléctrica em ohm (Ω) e I é a intensidade da corrente eléctrica em amperes (A) e tendo em conta as características de cada

LED, (ver Tabela 5.1), calcularam-se as resistências a ligar em série com cada um por forma a que cada um emita próximo da sua intensidade máxima.

Tabela 5.1 Características dos LEDs, retiradas das respectivas folhas de especificações.

LED	Corrente (mA)	Tensão (V)	Potência dissipada (mW)
Vermelho	20	1,85	100
Infravermelho	100	1,45	170

$$R_{\text{vermelho}} = \frac{9 - 1,85}{0,020} = 357,5\Omega \quad (13)$$

$$R_{\text{infravermelho}} = \frac{9 - 1,45}{0,1} = 75,5\Omega \quad (14)$$

Para a detecção da intensidade luminosa proveniente do córtex usaram-se dois fototransistores, um para detectar a radiação infravermelha (SFH3100F) e outro para detectar a luz vermelha (OPT101). Este último é um circuito integrado já com condicionamento de sinal que dispõe de amplificação do sinal, tendo um amplificador de transimpedância incluído na sua montagem. Na Figura 5.4 a) verifica-se que o fototransistor OPT101 apresenta uma boa sensibilidade a comprimentos de onda de 660nm e na Figura 5.4 b) verificamos que o pico de sensibilidade do fototransistor SFH3100F está quase nos 940nm, razões pelas quais estes componentes foram os escolhidos para a sonda.

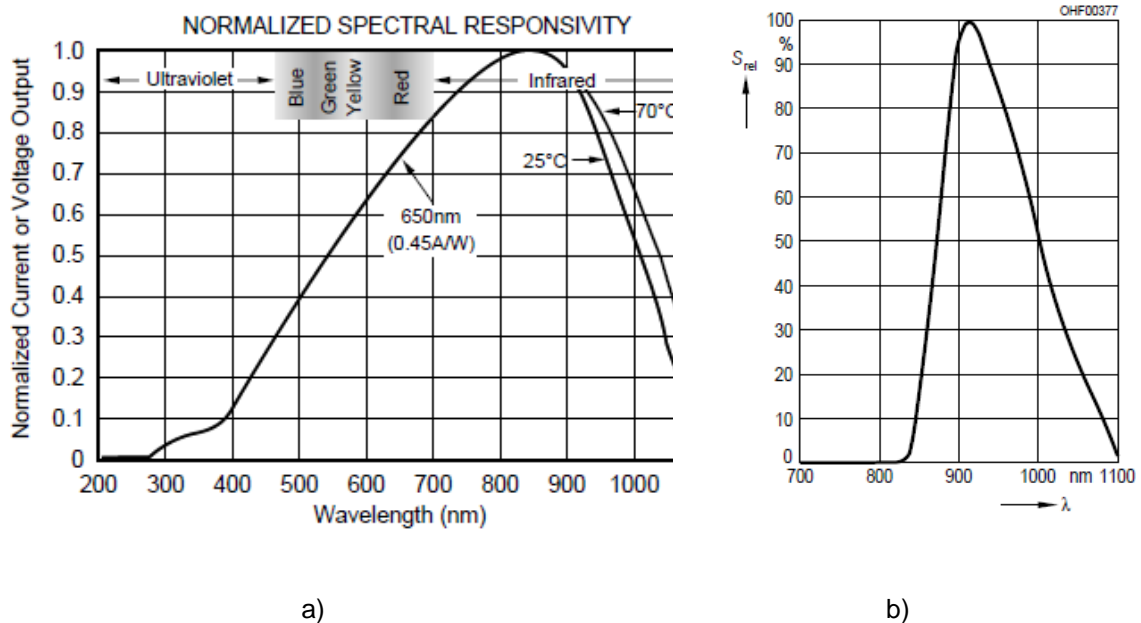


Figura 5.4 Sensibilidade dos fototransistores à luz; a) Para a luz vermelha (OPT101); b) Para a radiação infravermelha (SFH3100F); Informação retirada das respectivas folhas de especificações.

A intensidade da radiação detectada é muito fraca, devido à atenuação sofrida nos tecidos, sendo por isso necessário amplificar o sinal.

5.2.2. Pré-Amplificação e filtragem

Como o sinal é muito fraco há toda a conveniência em o amplificar o mais próximo possível do sensor para minimizar o ruído electrónico a que os fios de ligação ficarão sujeitos.

O fototransistor é um semiconductor cujo modelo de funcionamento é o de uma fonte de corrente com resposta directamente proporcional à intensidade de luz que o atinge.

Na Figura 5.5.a) está representado o esquema simbólico da montagem escolhida para o OPT101 de modo a aumentar a resposta em tensão. Segundo a Figura 5.5.b), ao escolhermos um R_{EXT} de $1M\Omega$ obtemos um ganho de 1×10^6 V/A, não sendo necessário a utilização de nenhum condensador, C_{EXT} . Neste caso, o amplificador de transimpedância tem integrado um condensador em paralelo com a R_{EXT} , funcionando como um filtro passa-baixo, representa assim o 1º estágio de amplificação para o sinal na região da luz vermelha.

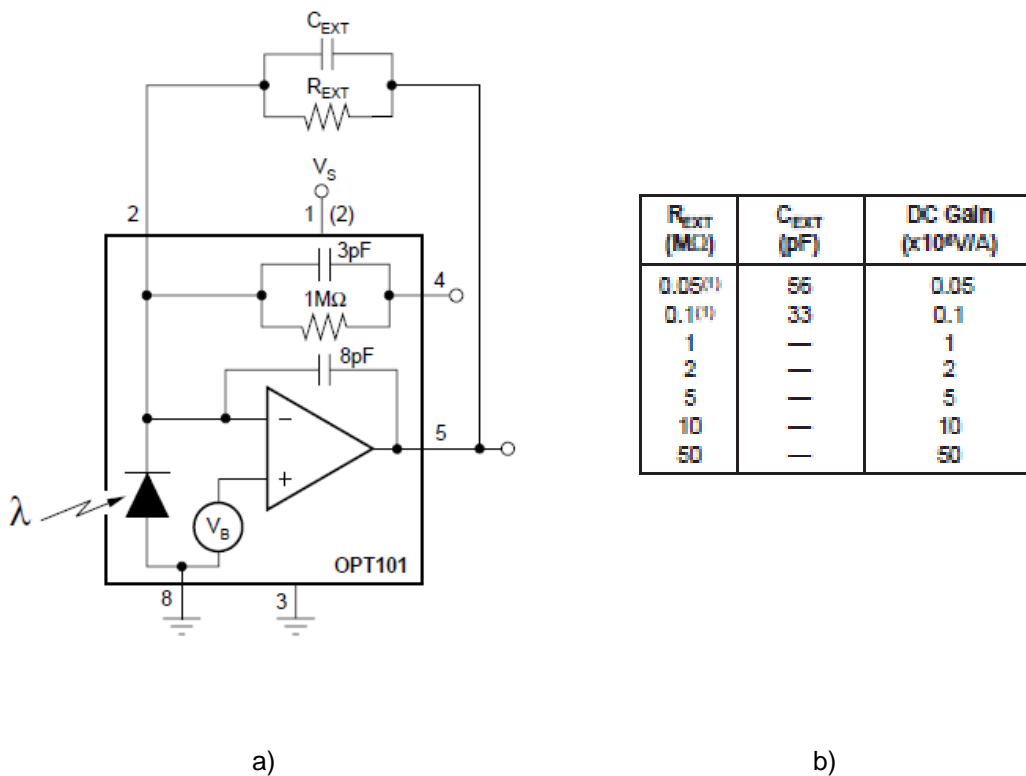


Figura 5.5 Fototransistor OPT101. a) Esquema simbólico do circuito integrado; b) Tabela de ajuste do ganho do amplificador de transimpedância. Informação retirada da folha de especificações.

Para converter a corrente detectada pelo fototransistor de radiação infravermelha em tensão utiliza-se um amplificador de transimpedância, o qual permite ainda a amplificação do sinal, dependendo do valor da resistência R_f . Na Figura 5.6, e pela lei de Ohm, verificamos que quanto maior R_f maior será a tensão à saída.

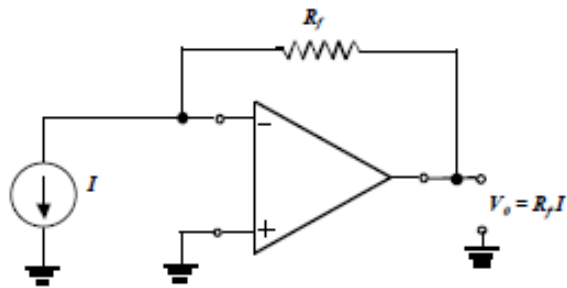


Figura 5.6 Conversor corrente-tensão. Primeiro estágio de conversão do sinal do fototransistor de infravermelho.

Na Tabela 5.2 encontram-se os valores das resistências escolhidos para dimensionar os conversores de corrente-tensão de cada sinal.

Tabela 5.2 Resistências utilizadas para aumentar a tensão à saída.

LED	R_f (M Ω)
Vermelho	1
Infravermelho	1

Apesar do elevado ganho do conversor corrente-tensão o sinal de saída é ainda muito baixo, sendo necessário recorrer a mais amplificação. Optou-se por utilizar amplificadores operacionais em montagem inversora (ver Figura 5.7), em que o ganho é dado por:

$$G = \frac{V_0}{V_i} = -\frac{R_2}{R_1} \quad (15)$$

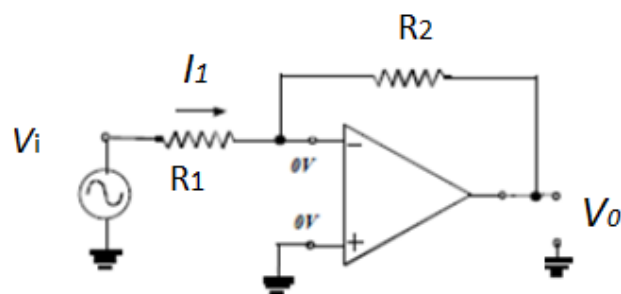


Figura 5.7 Estágio de amplificação constituído por um amplificador inversor.

No caso do sinal de radiação vermelha optou-se por usar o circuito integrado OP297 que dispõe de dois amplificadores operacionais (ver Figura 5.8). Cada um deles constituirá um estágio de amplificação (segundo e terceiro) pelo que o ganho total será igual a:

$$G_T = G_1 \times G_2 \quad (16)$$

em que G1 e G2 são o ganho de cada um dos estágios de amplificação.

Sendo previsível ter que se usar elevados ganhos de amplificação optou-se por fazer a amplificação em mais do que um estágio. Nestas condições há vantagens em usar os amplificadores operacionais em montagem inversora por assim se minimizarem eventuais efeitos de *offset*. Se o ganho de cada um dos estágios de amplificação for negativo o ganho total será então positivo.

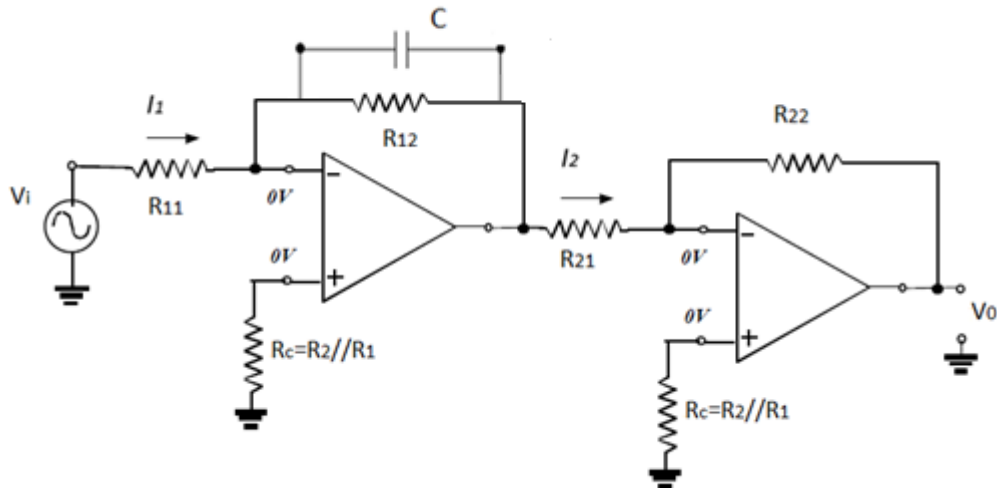


Figura 5.8 Amplificador com dois estágios de amplificação: segundo e terceiro estágio.

Em relação ao sinal da radiação infravermelha, em vez do integrado OP297 utilizaram-se dois OP07, cada um com um amplificador operacional, sendo que o primeiro foi usado como conversor corrente tensão, primeiro estágio de amplificação (ver Figura 5.6) e o segundo amplificador operacional como segundo estágio de amplificação (ver Figura 5.9). Este é constituído por um filtro activo, passa-baixo, onde só passam as frequências abaixo de, aproximadamente, 10Hz, designada frequência de corte, F_c . Este valor foi arbitrado tendo em conta a forma típica esperada para um sinal deste tipo (ver Figura 4.11). A frequência de corte é dada por:

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_{12} C} \quad (17)$$

$$C = \frac{1}{2\pi R_{12} F_c} = \frac{1}{2\pi \times 100 \times 10^3 \times 10} = 15 \mu F \quad (18)$$

onde R_{12} é a resistência que está em paralelo com o condensador C, para o qual se obteve o valor de $15 \mu F$.

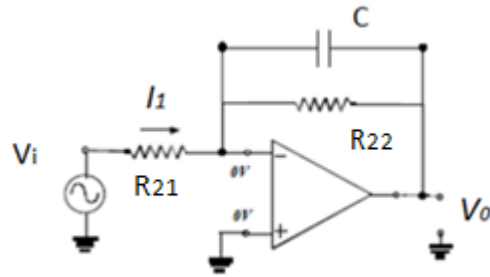


Figura 5.9 Segundo estágio de amplificação do sinal da intensidade de radiação infravermelha, com filtro passa-baixo.

Na Tabela 5.3 encontram-se os valores das resistências bem como o valor do ganho do sinal à saída desta pré-amplificação. É de notar que a tensão à saída é dada por:

$$V_{out} = V_{in} \times G_T \quad (19)$$

onde V_{in} é a tensão de saída do conversor corrente-tensão.

Tabela 5.3 Ganho total da pré-amplificação do sinal de radiação após o conversor corrente-tensão.

LED	R ₁₁ (kΩ)	R ₁₂ (kΩ)	R ₂₁ (kΩ)	R ₂₂ (kΩ)	G _T
Vermelho	10	100	10	100	100
Infravermelho	10	100	-	-	10

Os circuitos são electricamente alimentados por duas pilhas de 9V, ligadas em série, onde se considerou como 'terra' o ponto intermédio entre elas. Assim, temos uma para a alimentação positiva, +9V, e a outra para a alimentação negativa, -9V. Na Figura 5.10 temos o esquema da montagem das pilhas.

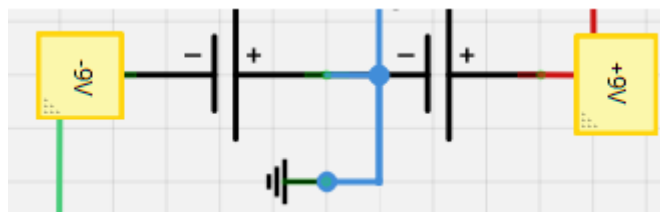


Figura 5.10 Esquema de montagem das duas pilhas de 9V para alimentação do pré-amplificador da sonda, desenhado no Fritzing V 0.8.0.

Os valores utilizados no dimensionamento de todos os circuitos podem ser observados no Apêndice 1.

5.3. Amplificação

Embora na pré-amplificação se tenha conseguido uma boa amplificação do sinal, a utilização do *Arduíno* para a recolha de dados impõe algumas condicionantes já que este só admite tensões de entrada no seu conversor ADC entre os 0 e 5V. Assim, de modo a explorar toda a gama do sinal de entrada, contruiu-se um circuito que permite controlar o *offset*, fazer um ajuste fino da amplificação e filtrar de novo o sinal.

Foram então montados dois integrados OP297, um para o sinal vermelho e outro para o infravermelho, de acordo com a montagem da Figura 5.11.

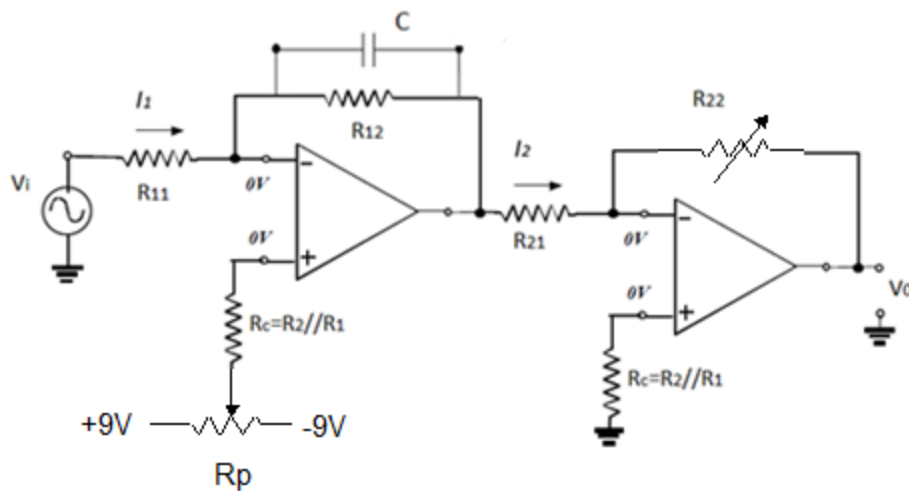


Figura 5.11 Esquema da montagem do amplificador operacional OP297.

Na Tabela 5.4 podemos ver o valor do ganho obtido no primeiro estágio de amplificação.

Tabela 5.4 Ganhos obtidos neste módulo de amplificação.

LED	R_{11} (k Ω)	R_{12} (k Ω)	G
Vermelho	1	100	100
Infravermelho	100	510	5

Aos terminais de cada resistência R_c do primeiro andar foi montado um potenciómetro, R_p , de 100k Ω . Um terminal do potenciómetro liga a R_c , outro aos +9V e outro aos -9V, de modo a poder-se controlar o *offset* de cada sinal. Foi também montado outro potenciómetro de 100k Ω no lugar de cada resistência R_2 do segundo estágio de amplificação para controlar a amplitude do sinal. Assim, após todas estas optimizações, conseguiu-se uma boa resolução dos sinais (ver Figura 5.12) estando preparados para serem recolhidos pelo sistema de aquisição.

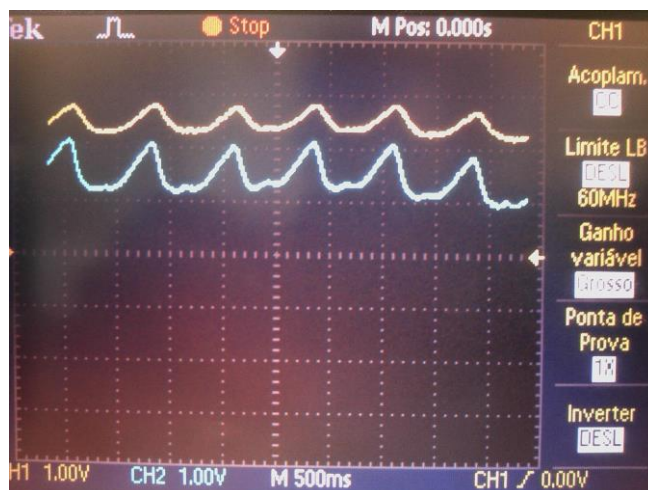


Figura 5.12 Visualização, no osciloscópio, dos sinais vermelho – a amarelo – e infravermelho – azul - provenientes da sonda NIRS e otimizados para serem convertidos para formato digital no microcontrolador.

Utilizaram-se vários andares de amplificação de modo a não termos ganhos elevados apenas num. Todos os circuitos, mostrados anteriormente, foram soldados em placas de prototipagem rápida (ver Figura 5.13).

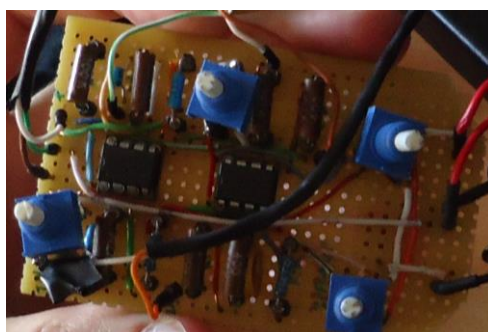


Figura 5.13 Placa de prototipagem rápida mostrando o circuito de optimização.

Os valores escolhidos para os componentes desta placa de optimização podem ser vistos no Apêndice 2. Todos eles foram escolhidos tendo em conta as características de funcionamento desejadas, de modo a obter, no final, um sinal livre de ruído e com boa resolução.

O aspecto final da sonda NIRS com o módulo de optimização pode ser visto na Figura 5.14.

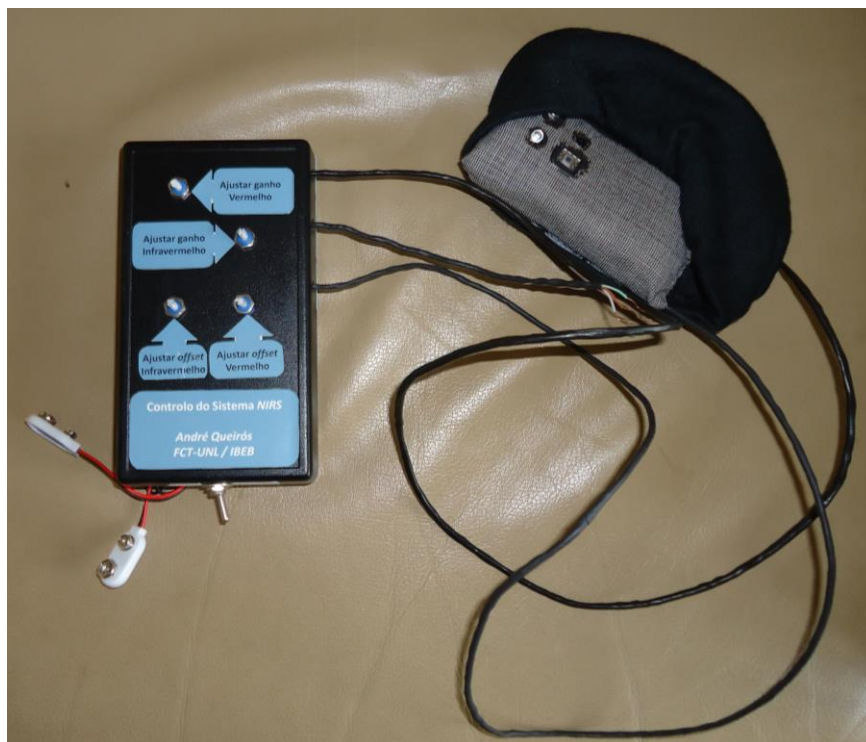


Figura 5.14 Sonda e módulo de amplificação. A sonda (à direita) dispõe dum sistema de fita para fixação à cabeça. O módulo de amplificação (à esquerda) está montado numa pequena caixa que se pode transportar, por exemplo à cintura.

5.4. Aquisição de dados e comunicação

Devido à necessidade de converter o sinal analógico, proveniente da sonda, numa sua representação digital que se pudesse analisar através de aplicações informáticas comuns, escolheu-se utilizar a placa de desenvolvimento *Arduíno Uno* (ver Figura 5.16) projectada com um microcontrolador ATmega328. Tal facto deve-se às características que este possui, entre as quais se destacam, para o projecto, as 6 entradas analógicas e a ligação USB. Os códigos, tanto para *Arduíno* como para *LabVIEW*, foram desenvolvidos e adaptados a partir de código já existente no laboratório.

5.4.1. Conversão

O *Arduíno* é um microcontrolador de fácil programação, em C/C++, e em que o seu ambiente de desenvolvimento dispõe de uma vasta gama de bibliotecas de funções de acesso livre. No caso do projecto aqui apresentado a programação efectuada destina-se a ler a informação dos portos analógicos A0 e A1, aos quais se ligam os fios do sinal proveniente do sensor de luz vermelha e do sensor da radiação infravermelha (ver Figura 5.15) e transmiti-la ao PC. Ainda de realçar que esta placa de prototipagem é compatível com vários sistemas operativos e apresenta um baixo custo. Existem ainda várias placas, chamadas *shields*, que encaixam na placa de desenvolvimento do *Arduíno* e que permitem aumentar as suas capacidades, tais como *Bluetooth shield* ou *Ethernet shield*.

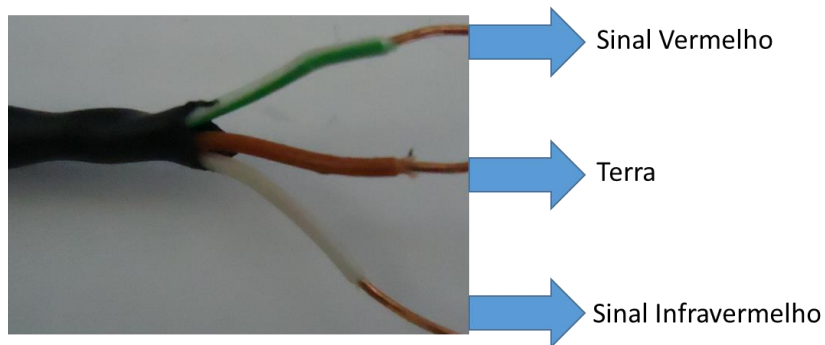


Figura 5.15 Identificação dos fios que ligam a sonda NIRS aos portos do microcontrolador *Arduino*. Fio branco - sinal do sensor de radiação infravermelha – liga ao A1, Fio verde – sinal do sensor de luz vermelha – liga ao A0 e fio castanho – ligação à terra – liga ao GND.

O *Arduino* é *open-source*, deste modo qualquer pessoa é livre de montar seu próprio *Arduino* e modificá-lo, quer ao nível do *software* quer do *hardware*.



Figura 5.16 Placa de desenvolvimento *Arduino Uno* com microcontrolador ATmega328. [40]

O *Arduino* fornece o ambiente de programação de desenvolvimento integrado com o *hardware (IDE - Integrated Development Environment)* (ver Figura 5.17) onde se desenvolvem os programas, *sketches*, que serão implementados no microcontrolador.[40]

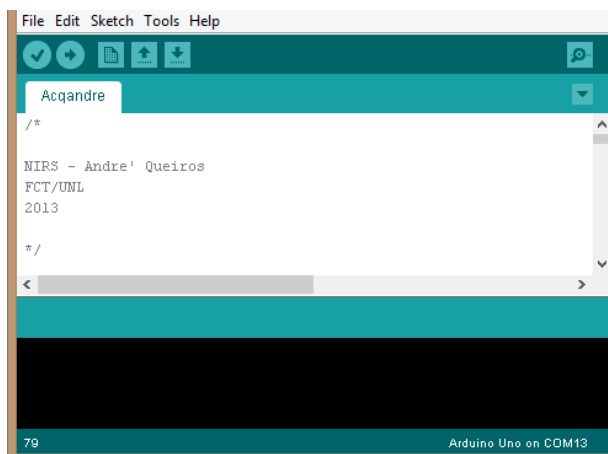


Figura 5.17 Ambiente de programação do *Arduíno*.

5.4.2. Comunicação

Para programar o computador escolheu-se usar a linguagem de programação G, em ambiente *LabVIEW*, permitindo assim comunicar com o microcontrolador através de uma ligação USB.

A linguagem G é uma linguagem de programação gráfica, funciona na maioria dos sistemas operativos, e está orientada sobretudo para a automação de sistemas e a aquisição de dados.

A aplicação desenvolvida, *NIRSAq*, permite escolher o número de aquisições por segundo, o canal ou canais que se pretende usar, iniciar e terminar a aquisição e gravar os dados num ficheiro. Permite ainda pré definir um tempo aquisição após o qual a aplicação termina a aquisição automaticamente. Na Figura 5.18 pode observar-se a interface gráfica da aplicação.



Figura 5.18 Interface da aplicação informática NIRSAq que recebe os dados provenientes do microcontrolador através duma ligação USB.

A comunicação com o microcontrolador pode ser configurada quanto ao porto série a usar. Os parâmetros escolhidos para a comunicação correspondem aos que se podem observar na Figura 5.19,

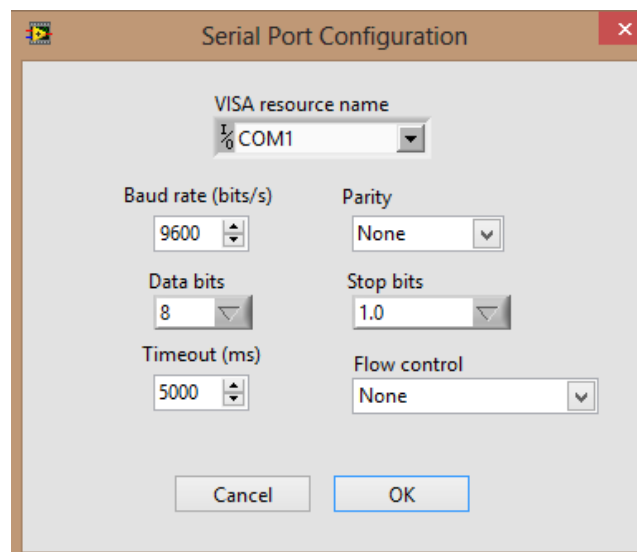


Figura 5.19 Configuração da comunicação série entre o computador e o microcontrolador.

O ficheiro de dados que a aplicação permite gravar no disco rígido do computador é compatível com aplicações informáticas comuns como, por exemplo, a folha de cálculo Excel, da Microsoft. Esta compatibilidade proporciona a possibilidade de utilização de várias aplicações informáticas na análise dos dados adquiridos através do sistema NIRS desenvolvido.

5.5. Paradigma

Para a recolha da informação proveniente do córtex motor foi necessário estabelecer um paradigma de aquisição de modo a que esta seja feita da melhor forma possível. Assim, convencionou-se que o indivíduo estaria sentado numa cadeira, o mais relaxado possível (ver Figura 5.20).



Figura 5.20 Sujeito relaxado durante uma aquisição; mostra também a forma de colocação da sonda na cabeça.

Após a colocação do sensor e estabelecidas as configurações e ajustes necessários para visualizar o sinal, foram efectuadas aquisições por períodos de 2 minutos. Nestes dois minutos o indivíduo começa por estar em repouso durante 10s. Passados esses 10s é-lhe transmitida a informação para abrir e fechar a mão durante 10s, voltando a repousar nos 10s seguintes. Este processo é repetido até perfazer o total de 2 minutos (ver Figura 5.21).



Figura 5.21 Esquema do paradigma de aquisição.

5.6. Análise de sinal

Com vista a testar todo o sistema desenvolvido, o paradigma foi aplicado a nove indivíduos com idades compreendidas entre os 21 e os 25 anos. Os resultados, sob a forma de ficheiros de dados, foram então filtrados e analisados em MatLab com vista à determinação das alterações das concentrações de oxi- e desoxi-hemoglobina, da saturação de oxigénio no sangue e do batimento cardíaco de cada um dos indivíduos.

5.6.1. Aquisição e filtragem

A aplicação informática NIRSAq permitiu a aquisição, visualização e gravação dos dados referentes a cada indivíduo num ficheiro (ver Figura 5.22) de modo a poderem ser posteriormente analisados.

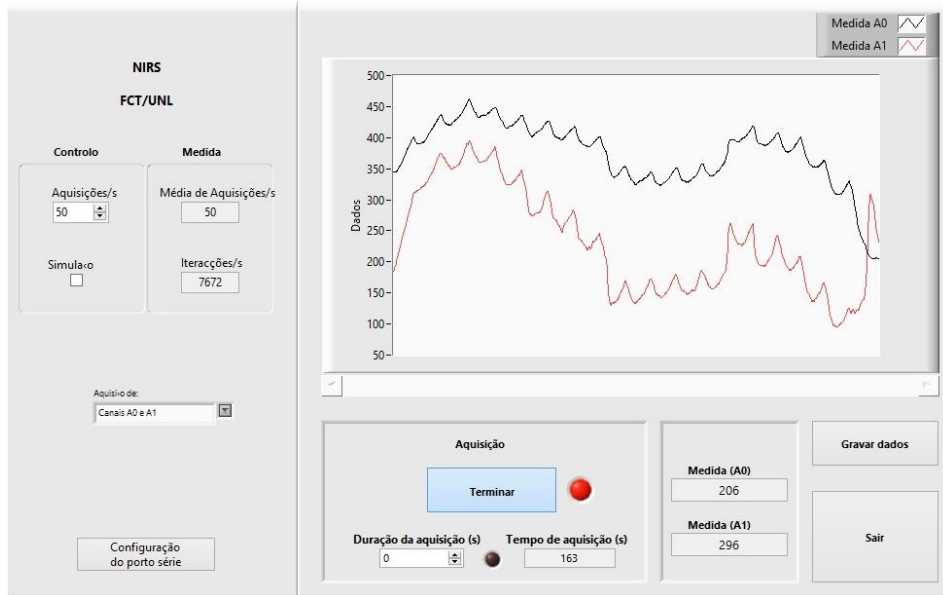


Figura 5.22 Aquisição do sinal através do LabVIEW.

No MatLab foi implementado o algoritmo baseado na Lei de Beer-Lambert Modificada (MBLL), que converte a intensidade luminosa dos sinais ópticos detectados (ver Figura 5.23) em respostas hemodinâmicas provenientes dum estímulo motor.

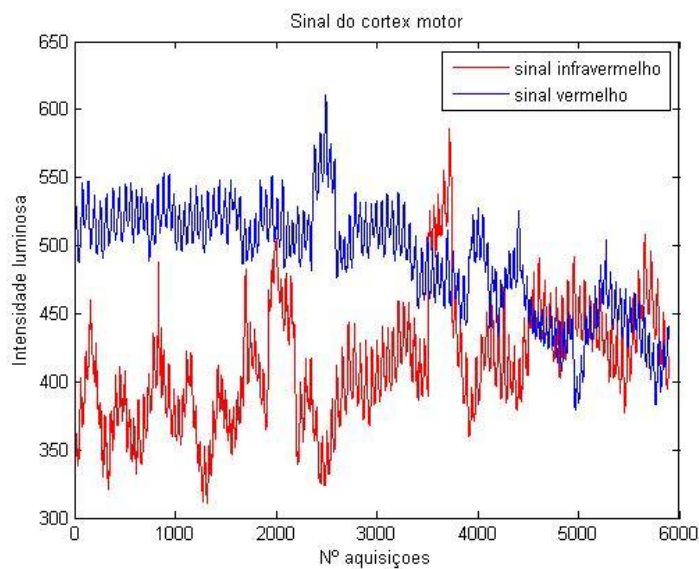


Figura 5.23 Sinais típicos medidos pelos sensores ópticos, representados em Matlab.

Aplicando um filtro *Butterworth* passa-baixo conseguimos suavizar o sinal adquirido (ver Figura 5.24 b)) removendo a maioria das irregularidades, permitindo assim obter, também, além da resposta hemodinâmica no córtex, o número de batimentos cardíacos e os níveis de saturação percentual de oxigênio.

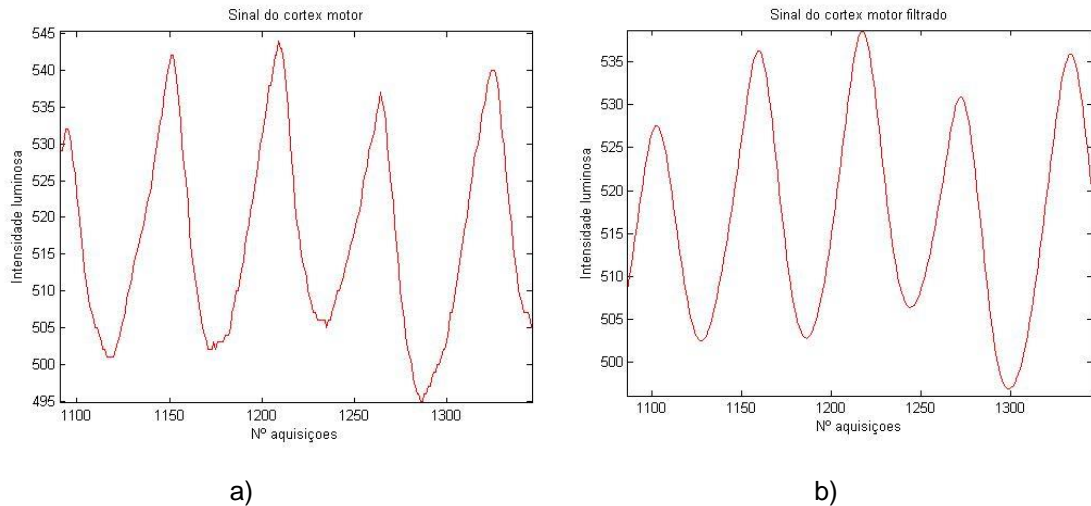


Figura 5.24 Sinal medido no córtex motor: a) Sinal original; b) Sinal após ser aplicado o filtro *Butterworth*.

De modo a atenuar as flutuações do batimento cardíaco, e outros componentes de elevada frequência, como o ruído, foi necessário aplicar ainda um filtro *Savitzky-Golay* que permitiu obter um resultado em que são evidentes as flutuações resultantes da execução do paradigma.

5.6.2. Concentração da oxi e da desoxi-hemoglobina

A concentração da oxi e da desoxi-hemoglobina é calculada através da Densidade Óptica (equação 4 do capítulo 4), utilizando como linha base os dados do primeiro segundo da aquisição, e através da equação 5, do capítulo 4, a qual fornece a variação das concentrações de hemoglobina para os dois comprimentos de onda (ver Figura 5.25).

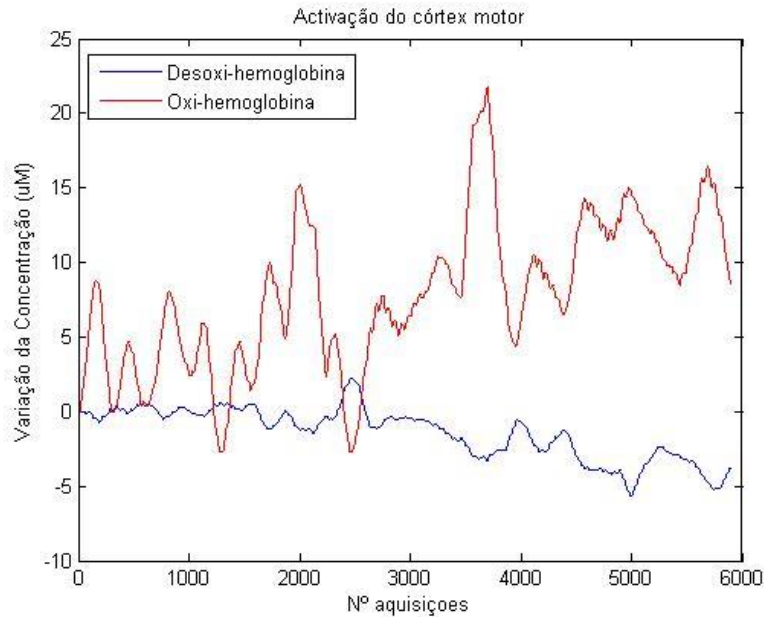


Figura 5.25 Sinais medidos pela sonda posicionada sobre o córtex motor convertidos para medidas de variação de concentração da hemoglobina.

A sucessão de 10s de actividade motora seguida de 10s de pausa faz com que o período de aplicação do paradigma seja de 20s — tempo ao fim do qual se repete a actividade motora. Assim, cada ficheiro de amostras foi segmentado em 6 períodos, cada período com 20s (ver Figura 5.26), os quais foram sobrepostos de modo a tentar identificar padrões semelhantes aos referidos na literatura (ver Figura 4.5). Na análise optou-se por desprezar o último período de cada ficheiro de amostras, uma vez que a duração deste nem sempre foi de 20s.

Verificou-se que, dos nove conjuntos de medidas, apenas cinco mostraram alterações hemodinâmicas evidentes no córtex motor durante a execução do paradigma, e constatou-se que os restantes quatro conjuntos de medidas correspondiam aos sujeitos da amostra que tinham os cabelos mais compridos.

A colocação da sonda sobre a zona do córtex motor dos sujeitos voluntários revelou-se crítica. Nos indivíduos com mais cabelo verificou-se que, naturalmente, a sonda ficava mais afastada do escalpe. Dados os resultados obtidos, é agora evidente que o percurso que a radiação leva até atingir o escalpe é de importância fundamental. A análise de dados incidiu então apenas sobre os cinco sinais em que foram detectadas alterações hemodinâmicas.

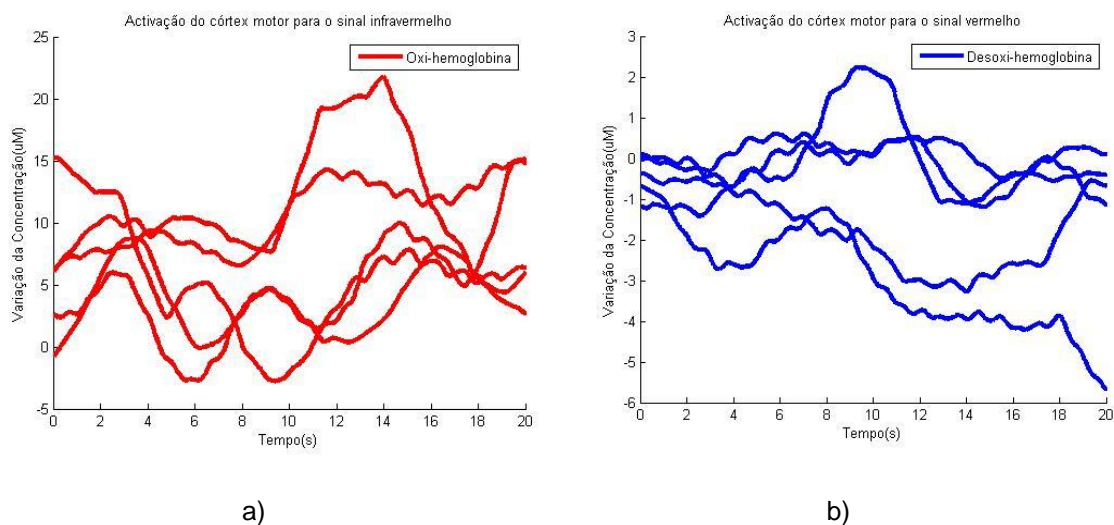


Figura 5.26 Sinais do córtex motor convertidos para medidas de variação de concentração da hemoglobina do sujeito n.º 1: a) Sobreposição dos segmentos da oxi-hemoglobina; b) Sobreposição dos segmentos da desoxi-hemoglobina.

Ao ser efectuada a média dos valores dos sinais representados no gráfico da Figura 5.26, correspondentes ao sujeito n.º 1, obtemos o resultado apresentado no gráfico da Figura 5.27, o qual exibe uma forma idêntica às encontradas na literatura. Os valores das concentrações, tal como referido anteriormente, são apenas valores relativos, não sendo o objectivo deste trabalho a determinação exacta das concentrações.

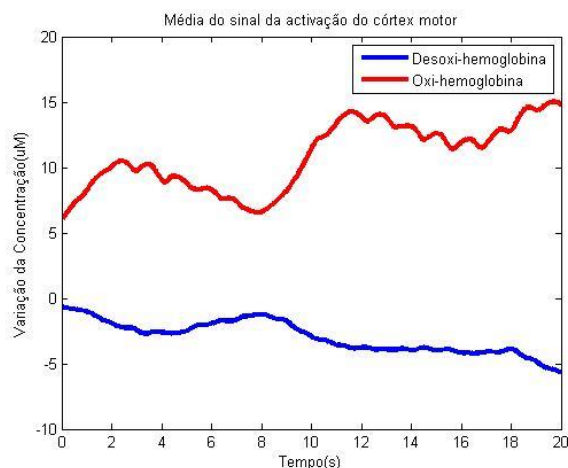


Figura 5.27 Média dos valores da figura 5.26 - alteração das concentrações de oxi e desoxi-hemoglobina após estímulo motor no sujeito n.º 1.

Na Figura 5.27, dos 0 aos 10s o sujeito n.º 1 permaneceu em repouso, observando-se que as concentrações dos cromóforos permanecem relativamente próximas de zero. A partir dos 10s, até aos 20s, foi-lhe dada a indicação de abrir e fechar a mão. Como resultado verifica-se, a partir dos 10s, um aumento da concentração de oxi-hemoglobina resultante duma maior actividade neuronal. Este aumento promove um maior consumo de oxigénio nessa área, que

por consequência leva a um aumento da concentração HbO_2 e diminuição da concentração de Hb.

Em comparação com a Figura 5.28, cujos dados pertencem ao mesmo sujeito, mas em repouso, verificamos que as concentrações se mantêm aproximadamente nulas, no entanto, devido a algum factor externo, tal como o facto de anteriormente o sujeito ter efectuado algum movimento, a concentração de oxi-hemoglobina aumenta durante os primeiros segundos.

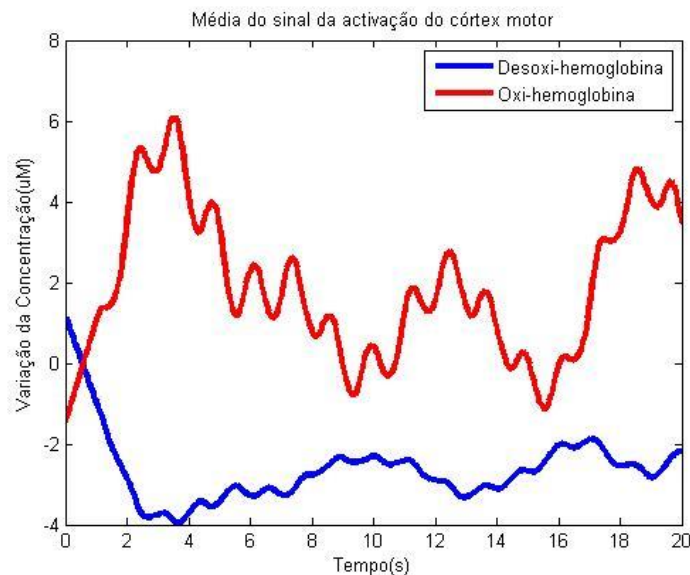


Figura 5.28 Variação da concentração de oxi e desoxi-hemoglobina com o sujeito n.º 1 em repouso.

Os resultados anteriores provêm do sujeito n.º 1, com os quais se verificou o bom funcionamento do sensor desenvolvido, bem como a eficácia do algoritmo implementado, sendo por isso um caso de 'sucesso'.

Os restantes quatro sujeitos analisados (ver Figura 5.29) revelaram também de algum modo uma alteração na concentração de HbO_2 e de Hb. Ao observarmos os gráficos da Figura 5.29, a), b) e d) verificamos que a partir dos 10s existe sempre um aumento da concentração de HbO_2 e uma diminuição da Hb. No gráfico c), não se verifica qualquer alteração significativa nas concentrações dos cromóforos.

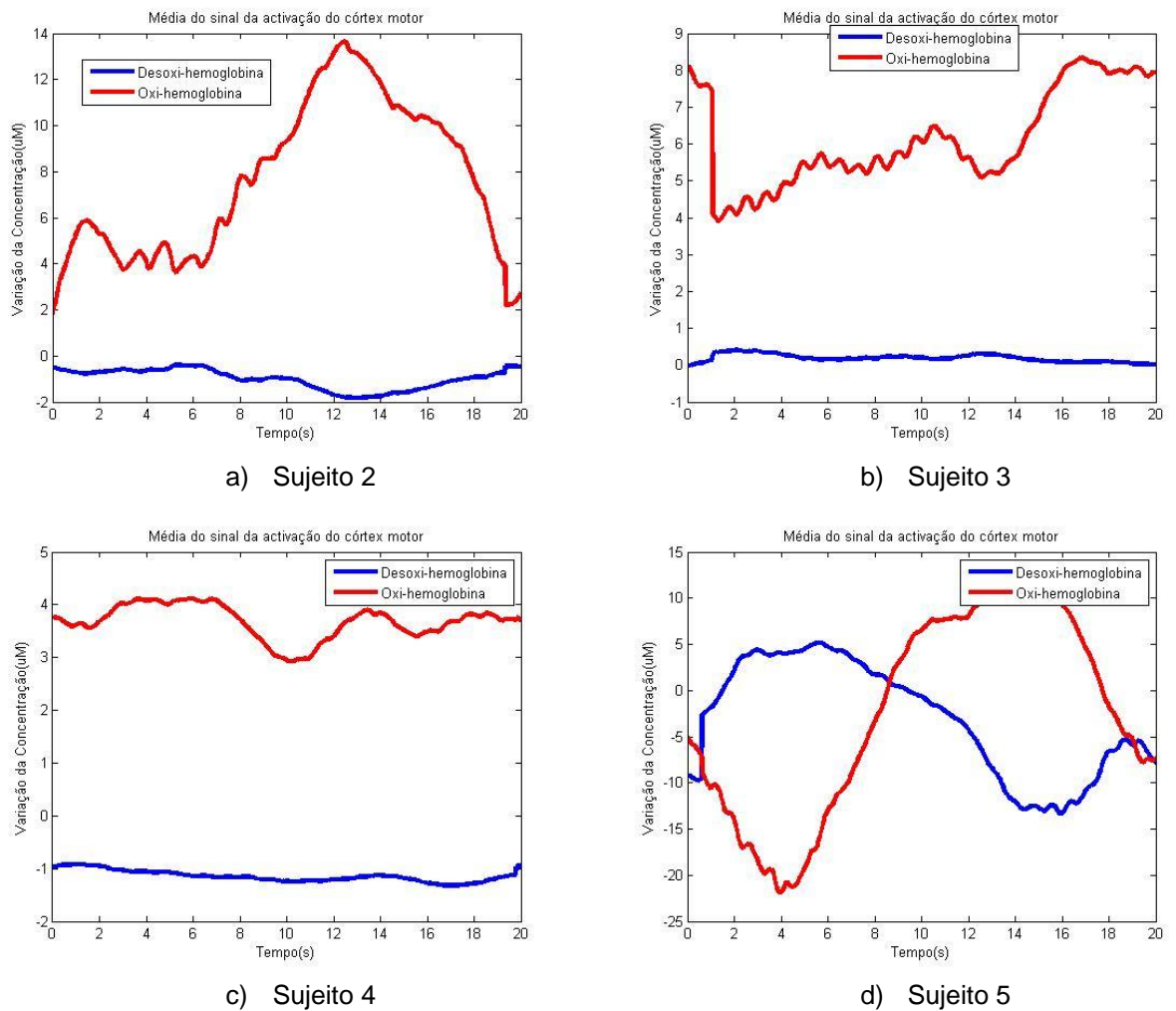


Figura 5.29 Gráficos da alteração das concentrações de oxi e desoxi-hemoglobina em quatro dos sujeitos submetidos ao paradigma.

5.6.3. Saturação Percentual de Oxigénio e Frequência cardíaca

Uma vez que este projecto tem por base o funcionamento de um oxímetro, pudemos aproveitar mais algumas das suas características e assim retirar os Batimentos Por Minuto (BPM) e Saturação Percentual de Oxigénio (SpO_2) de cada sujeito durante a execução do paradigma.

No trabalho, o algoritmo implementado para determinar os BPM baseou-se na seguinte equação:

$$BPM = \frac{\text{numero_picos}}{\text{Duração_Minutos}} \quad (20)$$

onde *numero_picos* é o número total de picos detectados na amostra e a *Duração_Minutos* é dada pela equação (19),

$$\text{Duração_Minutos} = \frac{\text{Numero_elementos_na_amostra}}{\text{frequencia_amostragem} \times 60} \quad (21)$$

Uma vez que, de acordo com o algoritmo para o cálculo do SpO₂, dado pela equação 10, os valores estão um pouco abaixo dos valores normais para indivíduos saudáveis, foi necessário efectuar uma calibração. Para isso utilizou-se um Oxímetro Respirationics Cricket, o qual foi usado em simultâneo com o sensor desenvolvido durante um período de repouso. Os valores fornecidos por cada um dos equipamentos (ver Tabela 5.5) foram desenhados num gráfico (ver Figura 5.30) tendo sido implementada no algoritmo de análise dos dados a recta que melhor se ajusta aos dados.

Tabela 5.5 Média dos valores de saturação de oxigénio no sangue e BPM medidos pelo Sensor desenvolvido e pelo Oxímetro Cricket.

Média em 30s				
Sujeito	Sensor NIRS		Oxímetro Respirationics Cricket	
	BPM	SpO2 (%)	BPM	SpO2 (%)
1	50	94,4	52	97,1
2	58	95,3	60	99,3
3	60	90,0	63	98,9
4	60	86,9	62	98,7
5	69	91,3	72	99,3

As medidas efectuadas confirmam o estado saudável dos voluntários, mas dificultam a calibração do equipamento desenvolvido. Idealmente deveríamos ter disponíveis valores em toda a gama do sinal de medida de cada um dos equipamentos (de 0 % a 100% de saturação de oxigénio no sangue). No entanto verifica-se que as medidas efectuadas se situam no intervalo [86,9%; 95,3%] no caso do Sensor NIRS, e no intervalo [97,1%; 99,3%] no caso do Oxímetro Respirationics Cricket.

Entre dois equipamentos de medida idealmente iguais, a relação entre os valores medidos conduziria a uma recta de calibração com declive 1 (um) e ordenada na origem 0 (zero). Devido ao reduzido número de indivíduos testados não é possível verificar uma relação semelhante entre o Sensor NIRS e o oxímetro usado. Como forma de compensar a falta de medidas próximas de 0% de saturação de oxigénio no sangue, optou-se por forçar a recta de calibração a passar pela origem, tendo-se assim obtido a recta que se pode observar na Figura 5.30.

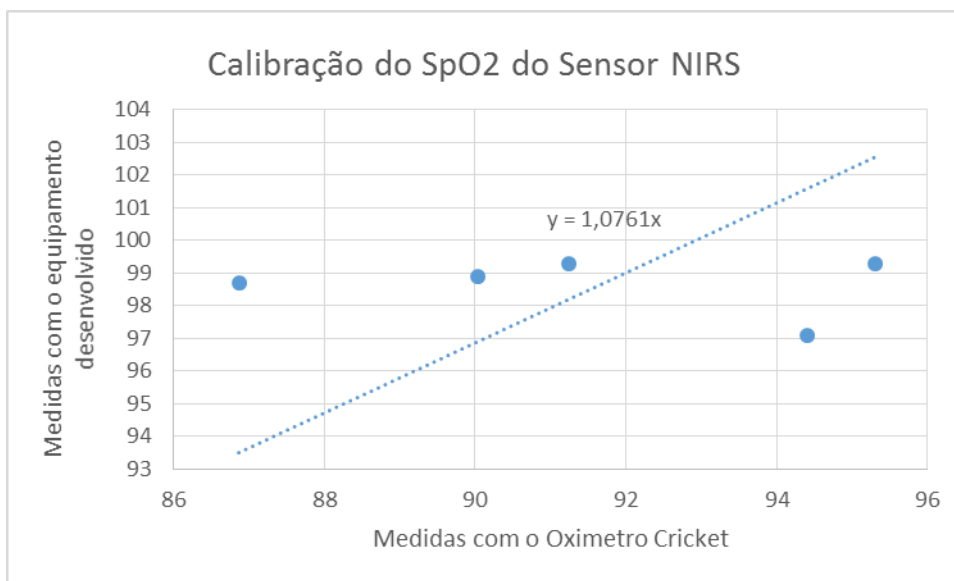


Figura 5.30 Recta de calibração do Sensor NIRS para as medidas da saturação de oxigénio no sangue.

A recta de calibração, cuja equação pode ser vista na Figura 5.30, não tem um bom ajuste aos valores medidos, no entanto, ao ter sido forçada a passar em zero verifica-se que apenas o indivíduo com a SpO₂ mais baixa é o principal desviado da recta. Na Tabela 5.6 são mostrados, a título indicativo, os resultados da aplicação da recta de calibração aos valores medidos pelo Sensor NIRS. A existência de valores superiores a 100% resulta apenas da grande incerteza associada à recta de calibração.

Tabela 5.6 Valores de SpO₂ após calibração.

Após Calibração	
Sujeito	SpO2 (%)
1	101,7
2	102,7
3	97,0
4	93,6
5	98,3

5.7. Desenvolvimento do *software* de visualização do sinal em *Android*

O *Android* é actualmente o sistema operativo móvel mais utilizado em todo o mundo, em *smartphones* e *tablets*. Estes estão cada vez mais presentes no sector profissional, conferindo às empresas uma maior mobilidade dos seus serviços, desprendendo-se dos computadores, e ainda assim permitir que os seus colaboradores permaneçam em contacto com todos os seus clientes e, devido às suas ferramentas, realizar as tradicionais tarefas de enviar e-mails, pesquisar assuntos na internet, actualizar a agenda, entre outras. A capacidade dos sistemas operativos de *smatphones* e *tablets* revolucionou o mundo dos telemóveis, tornando-os verdadeiros computadores portáteis.

Na área da medicina o *Android* veio também dar uma maior mobilidade aos médicos e enfermeiros, e sendo esta uma tecnologia *open source*, no âmbito deste projecto foi desenvolvido um simples programa, NIRS, que permite visualizar os resultados da resposta hemodinâmica de cada sujeito ao estímulo motor adquirida com o equipamento NIRS desenvolvido.

A Figura 5.31 apresenta a ecrã de abertura da aplicação desenvolvida com a designação de NIRS.



Figura 5.31 Ecrã de abertura do NIRS.

Após o ecrã de abertura o utilizador é conduzido para a janela principal (ver Figura 5.32 a)) onde se encontram botões sensíveis ao tacto que permitem executar as funções: de importação dos dados de um ficheiro previamente gerado em MatLab através da opção "Importar Ficheiro"; mostrar o gráfico dos dados em memória através da opção "Gráfico NIRS"; mostrar os batimentos por minuto e a saturação percentual de oxigénio no sangue dos dados analisados através da opção "BPM e SpO2". A execução do programa termina através da opção "Sair".

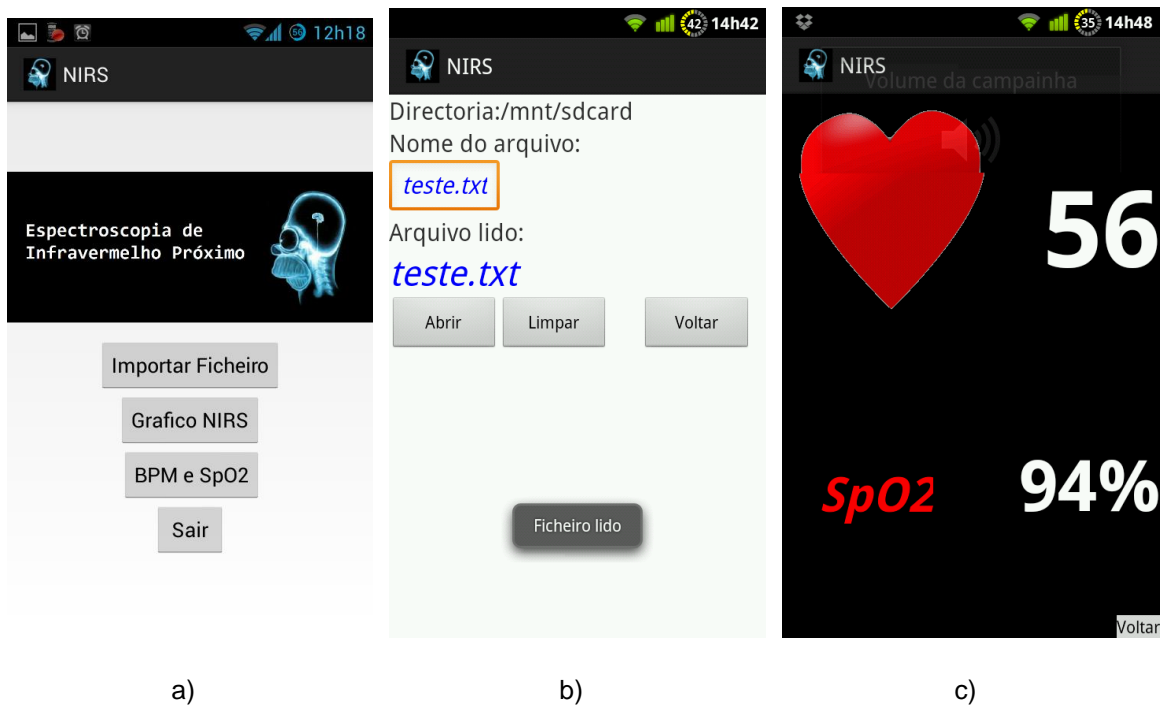


Figura 5.32 Janelas de navegação do NIRS. a) Menu com as principais opções. b) Interface para importação dum ficheiro de dados (o ficheiro encontra-se no cartão SD). c) Ecrã de visualização dos BPM e da Saturação Percentual de Oxigénio no sangue.

Na Figura 5.32 b) e c) podem observar-se os ecrãs correspondentes às opções para importação de ficheiros e de informação dos BPM e SpO2 dos dados em análise, enquanto que na Figura 5.33 é mostrado o gráfico que a aplicação gera a partir dos dados experimentais.



Figura 5.33 Ecrã de visualização do gráfico gerado pelo NIRS com base nos dados da resposta hemodinâmica do córtex motor durante a realização de actividade motora.

Os ficheiros de dados que a aplicação NIRS interpreta são gerados pela aplicação desenvolvida em MatLab, podendo observar-se na Figura 5.34 o aspecto da estrutura de dados.

SpO2	BPM	Tempo	Conc. IV	Conc. V
115	1	1000	1000	1000
76	57	0.020000	3.133887e-06	-2.792841e-06
82	0	0.040000	3.138863e-06	-2.795948e-06
63	0	0.060000	3.142706e-06	-2.799105e-06
88	0	0.080000	3.145546e-06	-2.802565e-06
89	0	0.100000	3.147183e-06	-2.806178e-06

Figura 5.34 Estrutura de dados do ficheiro gravado no Matlab com os dados analisados, pronto para ser lido pela aplicação NIRS no *smartphone*.

Após a geração dos ficheiros de dados estes poderão ser enviados para o *smartphone/tablet* através de bluetooth, cabo ou para um servidor de armazenamento de ficheiros na internet, onde através do navegador de internet do dispositivo se poderá descarregar os ficheiros para a zona de armazenamento do *smartphone*, onde ficam acessíveis ao NIRS para visualização em qualquer momento.

6. Conclusões e perspectivas

Este trabalho teve como objectivo o desenvolvimento de um sensor NIRS portátil que fosse capaz de detectar, de forma eficaz, a resposta hemodinâmica no córtex motor durante a execução de uma tarefa motora. Foi necessário conceber uma sonda e montar os sensores, conceber o *software* de aquisição e análise do sinal proveniente do sensor e ainda o *software* de visualização para *Android*.

A transmissão de dados do sensor para o PC é feita por cabo *USB*, contudo, este é apenas um protótipo, pretendendo-se, no futuro, torná-lo ainda mais portátil. Implementar um módulo de transmissão sem fios, otimizar o consumo eléctrico e usar baterias de maior capacidade serão preocupações a ter em consideração. Neste momento as baterias NiMH PP3 recarregáveis, de 9V, devido ao elevado consumo de energia dos LEDs, principalmente pelo infravermelho, têm uma autonomia de 10 minutos. Também a miniaturização da sonda bem como a do seu módulo de amplificação será um dos objectivos futuros.

Através do microcontrolador *Arduino* conjugado com o *software* desenvolvido em *LabVIEW* foi possível obter uma taxa de aquisição de aproximadamente 100 amostras por segundo, as quais, divididas por dois canais — aquisição da intensidade de luz vermelha e da intensidade de radiação infravermelha — permitiram efectuar medidas a uma taxa de 50 amostras por segundo, a qual se mostrou suficiente para adquirir cada um dos sinais que se estima terem componentes de frequência máxima próxima dos 10Hz.

No futuro poderá otimizar-se o processamento de sinal recorrendo para isso apenas ao *Matlab*, o qual poderá adquirir e processar o sinal em tempo real.

Embora na literatura alguns artigos referissem que a radiação incidente consegue penetrar no crânio, ser reflectida e passar novamente pelo crânio até ao receptor, não foi encontrado nenhum trabalho onde se usasse uma sonda com apenas dois LEDs, criando alguma expectativa acerca do funcionamento esperado do sensor.

Contudo provou-se que é possível medir de forma relativa, a alteração das concentrações de HbO₂ e Hb que ocorrem no córtex cerebral e ainda utilizar a sonda para medir o ritmo cardíaco e a saturação percentual de oxigénio dos sujeitos.

Tal como referido na literatura, a avaliação da hemodinâmica cerebral nem sempre é efectuada com êxito, ou seja, nem sempre se verifica um aumento da HbO₂ e diminuição da Hb em todos os sujeitos durante a execução de actividade motora, tal como também se veio a verificar neste trabalho.

As aquisições efectuadas em sujeitos com cabelo rapado revelaram-se mais bem sucedidas do que as aquisições em sujeitos com cabelo comprido, mostrando-se estas difíceis, ou mesmo impraticáveis, uma vez que não se conseguiu detectar o sinal pulsátil. Uma possível forma de contornar este problema será o aumento do número de LEDs, que proporcionará um aumento da intensidade de radiação incidente. O posicionamento da sonda é também um factor fundamental a ter em conta.

Teria sido interessante a realização de aquisições num maior número de sujeitos. Embora se tivesse experimentado em 9 pessoas, em apenas 5 se conseguiu obter um sinal que permitisse a sua posterior análise.

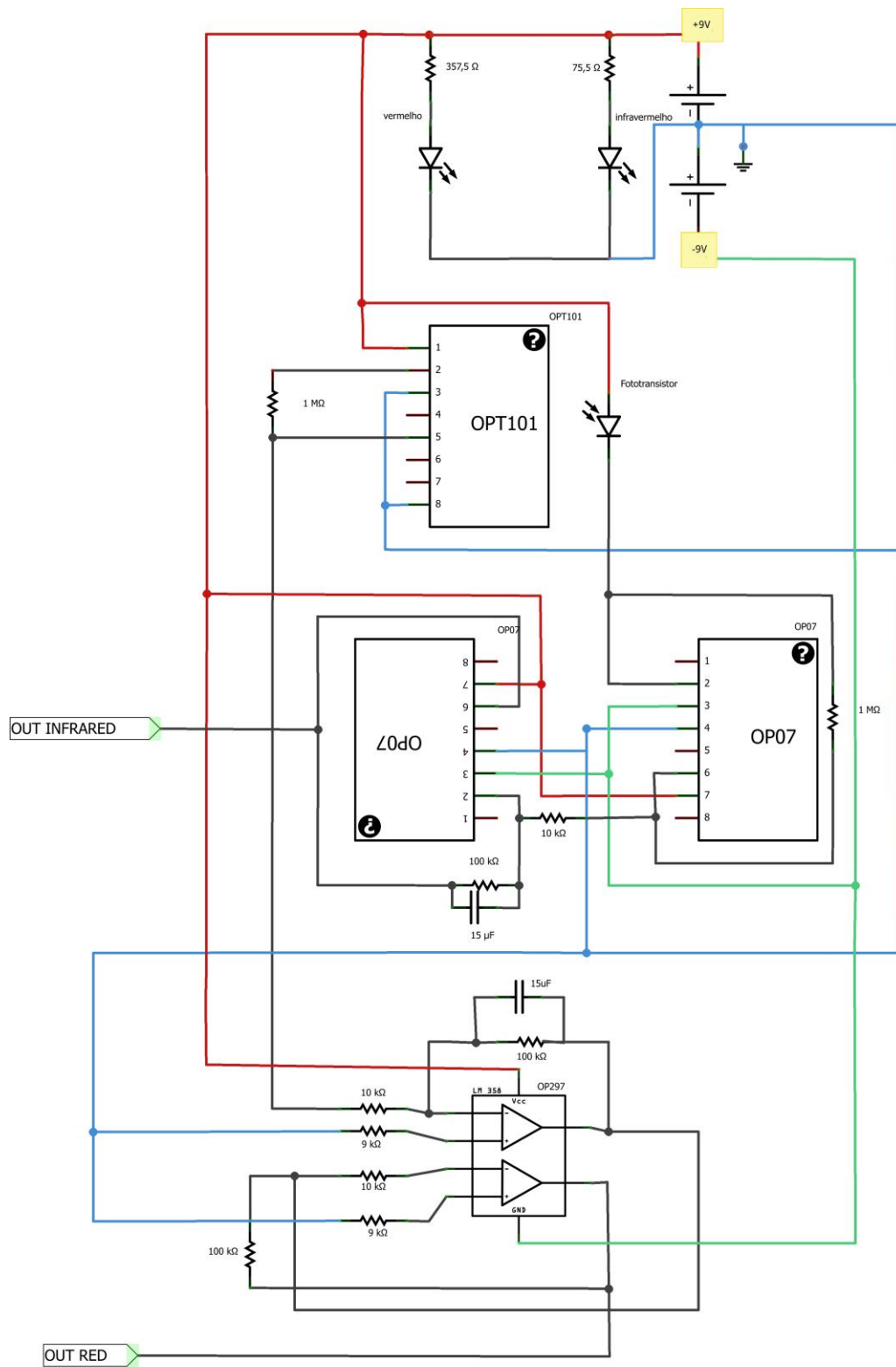
Dada a versatilidade do equipamento desenvolvido, está a ser avaliada a possibilidade de ser usado para monitorizar os sinais vitais de forças policiais ou bombeiros no decorrer de intervenções, utilizando *smartphones* para armazenar os dados para posterior tratamento.

Pode assim concluir-se que os objectivos foram atingidos com sucesso, tendo sido dado mais um passo no desenvolvimento de instrumentação médica de baixo custo e qualidade satisfatória na área das Interfaces Cérebro-Computador.

1. Lima A., Bakker J., *Near-infrared spectroscopy for monitoring peripheral tissue perfusion in critically ill patients*. Rev Bras Ter Intensiva. 2011; **23**(3): p. 341-351.
2. Nicolas-Alonso L.F. and Gomez-Gil J., *Brain computer interfaces, a review*. Sensors (Basel), 2012. **12**(2): p. 1211-79.
3. Van Erp J., Lotte F., Tangermann M., *Brain-Computer Interfaces: Beyond Medical Applications*. Computer, 2012. **45**(4): p. 26-34.
4. Mason S.G. and Birch G.E., *A General Framework for Brain-Computer Interface Design*. IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 2003. **11**.
5. <<http://www.fidis.net/resources/deliverables/hightechid/d122-study-on-emerging-ami-technologies/doc/8/>> acessado em 25 de Fevereiro de 2013.
6. Dornhege G., *Toward Brain-Computer Interfacing*. 2007. MIT Press.
7. <<http://www.ubergizmo.com/2009/01/mindflex-game-by-mattel/>> acessado em 9 de Outubro de 2013.
8. <http://www.coroflot.com/chris_thomson/Emotiv-Epoc> acessado em 9 de Outubro de 2013.
9. Villringer A. and Chance B., *Non-invasive optical spectroscopy and imaging of human brain function*. Trends Neurosci, 1997. **20**(10): p. 435-42.
10. Birbaumer N., *Breaking the silence: brain-computer interfaces (BCI) for communication and motor control*. Psychophysiology, 2006. **43**(6): p. 517-32.
11. Parasuraman R., and Rizzo M., *Neuroergonomics: The Brain at Work*. Neuroergonomics: The Brain at Work. 2006. Oxford, England.
12. Villarroya I. and Blanco M., *NIR Spectroscopy: a rapid-response analytical tool*. Trends in analytical chemistry, 2002. **21**: p. 240-248.
13. <<http://omlc.ogi.edu/spectra/>> acessado em 10 de Outubro de 2013;
14. Bunce S.C., et al., *Functional near-infrared spectroscopy*. IEEE Engineer in Medicine and Biology Magazine, 2006. **25**(4): p. 54-62.
15. Huppert T.J., et al., *HomER: a review of time-series analysis methods for near-infrared spectroscopy of the brain*. Applied Optics, 2009. **48**(10): p. D280-98.
16. Koenraadt K.L., et al., *TMS: a navigator for NIRS of the primary motor cortex?* J Neurosci Methods, 2011. **201**(1): p. 142-8.
17. Jaszewski, G., et al., *Differences in the hemodynamic response to event-related motor and visual paradigms as measured by near-infrared spectroscopy*. Neuroimage, 2003. **20**(1): p. 479-488.
18. <http://en.wikipedia.org/wiki/10-20_system_%28EEG%29> acessado em 3 de Fevereiro de 2013.
19. Gervain J., et al., *Near-infrared spectroscopy: a report from the McDonnell infant methodology consortium*. Developmental Cognitive Neuroscience, 2011. **1**(1): p. 22-46.
20. Sharma V., *Near infrared spectroscopy: A study of cerebral hemodynamics during breathholding and development of a system for hotflash measurement*, in *Biomedical engineering 2005*, Texas at Arlington.
21. Scholkmann F., et al., *A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology*. Neuroimage, 2013.
22. <<http://www.yumpu.com/en/document/view/8396106/portallite-leaflet-ver1205pub-nirs-forum>> acessado em 10 de Outubro de 2013;
23. <<http://www.artinis.com/group/NIRS>> acessado em 10 de Outubro de 2013.
24. <http://www.artinis.com/product/oximetry_applications> acessado em 3 de Fevereiro de 2013.
25. Hirshfield L.M., et al., *Combining Electroencephalograph and Functional Near Infrared Spectroscopy to Explore Users' Mental Workload*, Foundations of Augmented Cognition. Neuroergonomics and Operational Neuroscience, 2009, p 239-247

26. Sinex J.E., *Pulse oximetry: principles and limitations*. The America Journal of emergency medicine, 1999. **17**(1): p. 59-67.
27. Santini T., *Projeto de um Oxímetro de Pulso com comunicação USB*, em *Departamento de engenharia elétrica* 2010, Universidade de São Paulo: São Carlos.
28. Tetzlaff AAS (*Hi Technologies*). *Bases de física para Oximetria*. [online] 2010 Abr. [15, 10 2013]. Disponível em: <http://hitechnologies.com.br/artigos/conhecimentos-basicos/bases-de-fisica-para-oximetria/>
29. Owen-Reece H., et al., *Near Infrared Spectroscopy*. British Journal of Anaesthesia, 1999. **82** (3): p: 418–26.
30. <http://pt.wikipedia.org/wiki/C%C3%A9rebro_humano> acessado em 3 de Fevereiro de 2013.
31. Phillips C.G., Zeki S., Barlow H.B., *Localization of function in the cerebral cortex - past, present and future*. Brain: A journal of neurology. 1984, 107 p: 327-61.
32. Boas, D. and M.A. Franceschini, *Near infrared imaging*. Scholarpedia, 2009. **4**.
33. Choi J.-K., et al., *Efficient Data Extraction Method for Near-Infrared Spectroscopy (NIRS) Systems With High Spatial and Temporal Resolution*. IEEE Transactions on Biomedical Circuits And Systems, **7**(2), 2013.
34. Yanagisawa K., Tsunashima H., Sakatani K., *Brain-Computer Interface Using Near-Infrared Spectroscopy for Rehabilitation, Infrared Spectroscopy - Life and Biomedical Sciences*, 2012, InTech, Available from:<http://www.intechopen.com/books/infrared-spectroscopy-life-and-biomedical-sciences/brain-computer-interface-using-near-infrared-spectroscopy-for-rehabilitation>.
35. Lima D., *Oxímetro de pulso com transmissão de sinal sem fios*, em *Departamento de engenharia elétrica* 2009, Universidade federal do Rio Grande do Sul: Porto Alegre.
36. Devaraj, A., *Signal processing for functional near-infrared neuroimaging*, in *Electrical Engineering* 2005, Drexel.
37. Son I.-Y., Yazici B., *Near Infrared Imaging and Spectroscopy for Brain Activity, Advances in Sensing with Security Applications*, 2006, 2 p 341-372
38. Saager R.B., *An optical system for extracting hemodynamic signatures unique to the brain*, 2008, University of Rochester: Rochester, New York.
39. Coyle S.M., Ward T.E., Markham C.M., *Brain-computer interface using a simplified functional near-infrared spectroscopy system*. J Neural Eng, 2007. **4**(3): p. 219-26.
40. <<http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>> acessado em 10 de Outubro de 2013.

Apêndice 1 — Sonda NIRS - Esquema electrónico do Sensor



Made with Fritzing.org

Apêndice 2 — Sonda NIRS - Esquema electrónico do módulo de controlo de ganhos e offsets

