

# Processamento de Sinal EEG para Aplicação em Neuromarketing

João Matos, Maria Loureiro, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

**Abstract** — O eletroencefalograma avalia a atividade cerebral, tendo diversas aplicações. O objetivo deste trabalho foi criar ferramentas para uma aplicação na área de Neuromarketing, com avaliação do comportamento do consumidor, a partir da assimetria hemisférica frontal. O trabalho foi inteiramente desenvolvido em software e dividiu-se em 3 partes: processamento analógico em Multisim, em co-simulação com LabVIEW; processamento digital em LabVIEW, com segmentação de processos oscilatórios em 3 bandas de frequência; exibição de principais medidas e conclusões, direcionadas para uma aplicação em Neuromarketing, em interface gráfica LabVIEW. Os resultados obtidos foram ao encontro do expectável. A nível analógico, foi possível amplificar o sinal com um ganho global de 8500, filtrar principais fontes ruído e enviar o sinal para LabVIEW. A nível digital, segmentaram-se ondas *alpha*, *beta* e *theta* de sinal EEG simulado e obtiveram-se densidades de espectro de potência, que foram coerentes com os filtros projetados. Finalmente, utilizando dois canais com valores aleatórios alocados arbitrariamente ao lobo frontal direito e esquerdo, mediram-se as médias de amplitude de cada processo oscilatório, calcularam-se os máximos dos valores médios, e averiguou-se qual o lobo com componente alpha mais forte, que foi utilizado como indicativo do interesse ou não interesse do utilizador em determinada decisão.

**Palavras-Chave** — Eletroencefalograma, Bandas de Frequência, Filtros, Neuromarketing

## I. INTRODUÇÃO

A eletroencefalografia consiste no registo da atividade elétrica no cérebro, sendo um método não-invasivo em que os elétrodos são colocados no couro cabeludo. O conteúdo em frequência deste sinal pode chegar aos 100 Hz, enquanto as amplitudes máximas rondam, normalmente, os 300  $\mu\text{V}$ . O eletroencefalograma (EEG) pode ser medido com o paciente em repouso, sem recorrer a qualquer estímulo. Nesta situação, serão analisados os processos oscilatórios inerentes à atividade cerebral, que são divididos segundo bandas de frequência. Estas segmentações encontram-se bem definidas na literatura; as gamas de frequência estão associadas a distribuições específicas ao longo do couro cabeludo ou a determinado significado biológico [1]. A tabela 1 apresenta as gamas de frequência das bandas consideradas relevantes para o trabalho, assim como a sua amplitude pico a pico.

Para a medição do EEG são utilizados elétrodos de superfície, normalmente com uma proteção em gel, que podem ser passivos - apenas recolhem o sinal - ou ativos - possuem eletrónica que permite a amplificação do sinal perto da fonte, reduzindo o seu ruído. É de notar que estes elétrodos têm elevada impedância.

O sinal EEG pode apresentar diversos artefactos, provenientes da recolha de EEG no corpo humano, no couro cabeludo, e é afetado por ruído de fonte, a 50Hz, na Europa, *baseline noise* e *offset DC*, resultante dos equipamentos utilizados.

O presente trabalho foi desenvolvido no sentido da criação de ferramentas para recolher um sinal de EEG do corpo humano, fazer um pré-processamento analógico, simulado com o software Multisim, e a nível digital, extrair características que poderiam ser utilizadas numa perspectiva de Neuromarketing, com o software LabVIEW.

Neuromarketing investiga a formação do comportamento do consumidor, fatores que determinam as suas preferências e a forma como determinadas decisões são tomadas. Esta interpretação pode ser feita por EEG, através de assimetria hemisférica frontal. O presente trabalho será desenvolvido no sentido de recolher e tratar sinal EEG nesta perspectiva, em que a onda *alpha* proveniente do lobo frontal esquerdo é comparada com o do lobo frontal direito. Caso o sinal da esquerda seja mais forte, há indicação de que o participante está especialmente interessado e motivado num momento preciso de tomada de decisão durante a conclusão de uma tarefa [2].

Nesse sentido, a nível do processamento digital do presente projeto, o sinal de EEG simulado será processado para remoção de ruído e segmentado segundo diferentes gamas de frequência de EEG - *theta*, *alpha* e *beta*. Será possível visualizar os diferentes gráficos de densidade do espectro de potência, para cada banda de frequência, e comparar, entre dois sinais de EEG distintos, os valores médios da banda de frequência *alpha*. Em termos do que poderia ser uma aplicação real do projeto, a comparação entre as ondas *alpha* segmentadas permitiria, aquando da recolha do EEG nos lobos frontais direito e esquerdo, fazer uma avaliação da tomada de decisão do utilizador, exclusivamente a partir deste sinal.

Tabela 1 - Descrição da gama de frequência, amplitude pico a pico, localização e significado biológico das bandas *theta*, *alpha* e *beta*

Tipo	Banda de Frequência (Hz)	Vpp (μV)
Theta	4-7	<100
Alpha	8-12	<10
Beta	12-30	<20

## II. METODOLOGIA

O projeto é desenvolvido inteiramente com *software*. No entanto, considerou-se importante desenvolver ferramentas, ainda que somente teóricas, relativas à recolha do sinal EEG. Assim, são também descritos os materiais e métodos que seriam necessários caso a recolha do sinal fosse realizada com *hardware*.

Todo o processamento analógico essencial ao tratamento do sinal EEG foi projetado e simulado em Multisim. Para a aplicação deste processamento a um sinal simulado de EEG, foi utilizada a ferramenta de co-simulação entre o Multisim e LabVIEW, onde o sinal simulado no LabVIEW é processado pelo Multisim e o sinal resultante é devolvido ao LabVIEW.

Relativamente ao processamento digital, este foi projetado recorrendo somente a LabVIEW, com a criação de diversos subVIs modulares e que simplificam o diagrama de blocos principal.

Os processamentos analógico e digital são realizados de forma separada, recorrendo a uma *Case Structure*. Numa só interface do LabVIEW, o utilizador pode optar por escolher o separador com os resultados que pretende - construídas com a estrutura *Tab Control* - e obter informação relativa ao processamento analógico ou digital. Apenas o processamento selecionado será realizado, de uma só vez.

### A. Materiais

A nível de *software*, foi utilizado LabVIEW 2019, Multisim 14.2, e Filter Wizard Web Tool. Caso este trabalho fosse replicado de forma física, seriam necessários elétrodos de superfície Ag/AgCl, gel condutor e os seguintes componentes eletrónicos:

2 x Op-Amp AD620

2 x Op-Amp LM324

8 x Transistors

2 x Potenciômetros 10kΩ

Condensadores: 2 x 10pF, 4 x 100pF, 6 x 1μF, 4 x 47nF

Resistências: 16 x 2.2kΩ, 6 x 1MΩ, 2 x 39kΩ, 4 x 1kΩ 2 x 100kΩ, 2 x 30kΩ, 2 x 255kΩ, 2 x 12.5kΩ

### B. Recolha do Sinal EEG

Se o sinal EEG fosse recolhido de um paciente, ter-se-iam utilizado elétrodos de superfície Ag/AgCl, amplamente usados na medição de sinais fisiológicos. Estes elétrodos seriam colocados em locais do couro cabeludo do paciente, estabelecidos pelo sistema internacional 10-20 (Fig. 1), sendo que para recolher sinais dos lobos frontais esquerdo e direito, seriam colocados nos locais Fp1 e Fp2. O elétrodo de referência seria colocado no centro da testa. Adicionalmente, poderia também ser utilizado um gel para reduzir a impedância da pele e melhorar a condutividade e deteção dos biosinais [1].

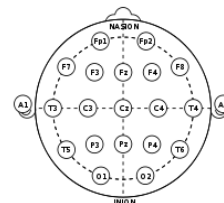


Figure 1 - Mapeamento das posições dos elétrodos segundo o sistema internacional 10-20

### C. Processamento Analógico em Multisim

O processamento analógico realizado em Multisim foi baseado no *OpenEEG Project* [3]. O circuito montado em Multisim encontra-se no Anexo A e resume-se de acordo com o esquema da figura 2.



Figure 2 - Esquema resumo do processamento analógico

A primeira fase do circuito analógico corresponde ao circuito de proteção do utilizador, que seria fundamental no circuito físico real. Três condensadores são responsáveis por suprimir sinais de ruído que entrariam no sistema através dos cabos dos elétrodos e a rede de 4 transistores, que se comportam como *clamplng diodes*, impedindo a voltagem de exceder os 0,7 V e limitando a corrente que atinge o utilizador, numa situação de curto circuito.

De seguida, é feita uma pré-amplificação, recorrendo a um op-amp AD620 em modo diferencial, fundamental para reduzir ruído existente. O ganho, sendo dado por  $G = 1 + 49,4k\Omega / R_g$ , foi colocado nos 12,2. Na junção entre as resistências de  $R_g$ , é implementado o *Right-Leg Driver*, com um LM324 e ganho ajustável entre -1 e -10 com um potenciômetro, para minimizar a interferência de modo comum.

Após a primeira amplificação, o sinal passa por um filtro passivo passa-alto, com a frequência de corte dada por  $f_c = 1/(2\pi RC)$  e definida em 0,16 Hz, que faz a remoção do *offset* DC. O sinal é, então, novamente amplificado, com um op-amp LM324, em modo não inversor, e com um ganho igual a 40, dado pela equação  $G = 1 + R2/R1$  de um amplificador não inversor standard. Com o intuito de remover oscilações do sinal com muito baixa frequência e *offset* que possa existir, é feito um novo filtro passa-alto, semelhante ao anterior, para a mesma frequência de corte.

Seguidamente, há um filtro passa-baixo de 2ª ordem, ativo, do tipo *Butterworth*, com implementação *Sallen-Key*, ganho de 16 e frequência de corte de 60 Hz. Este filtro foi desenhado recorrendo à ferramenta Filter Wizard Web Tool. No anexo B é possível encontrar os respetivos diagramas de bode e circuito projetado. O objetivo é remover ruído de fonte, a 60Hz, que é simulado em LabVIEW.

Finalmente, no sentido de remover o *offset* resultante do último op-amp aplicado, procede-se a uma última filtragem passa-alto, semelhante às duas anteriores. O ganho global projetado para o circuito é de 7808, capaz de transformar um sinal EEG da ordem dos uV em mV.

#### D. Co-Simulação Multisim e LabVIEW

O sinal de EEG é simulado em LabVIEW, enviado para Multisim, onde é simulado o processamento analógico e novamente recebido em LabVIEW, onde é mostrado e comparado com o original. No esquema da figura 3 encontra-se o processo realizado de forma simplificada e na figura 2 do Anexo C encontra-se o diagrama de blocos completo.



Figure 3 - Esquema resumo da co-simulação Multisim e LabVIEW

A simulação do EEG é feita com o bloco *Simulate EEG*, do *Biomedical Toolkit*, com uma frequência de amostragem de 1024 Hz, de modo a garantir a preservação das características do sinal e uma maior resolução, e um tamanho de bloco de 10s, como se pode observar na Figura 4. É ainda adicionado *power noise* ao sinal simulado na ordem de 1% da amplitude do sinal. De modo a assegurar aleatoriedade nos parâmetros de *relative power* de *alpha*, *beta*, *theta*, é criado e aplicado um subVI “Randomize” que gera 3 valores entre 0 e 1 e que serão input no bloco de simulação de EEG, presente na figura 5. O sinal simulado entra num *Control & Simulation Loop*, com tempo de simulação de 10s, precedido de um período de 30s de inicialização para convergência e estabilização do sistema, e em que é ativada a comunicação entre ambos softwares, como se observa na figura 6. O sinal é enviado para o Multisim com um bloco de *External Model*, onde percorre todo o circuito analógico descrito anteriormente.

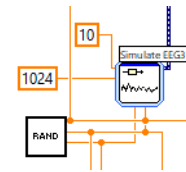


Figure 4 - Exemplo de simulação de EEG, com block size de 10s,  $f_s = 1024$  Hz e parâmetros  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\theta$  aleatórios

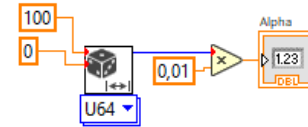


Figure 5 - Exemplo de simulação de parâmetro em subVI Randomize, com output de valor aleatório entre 0 e 1

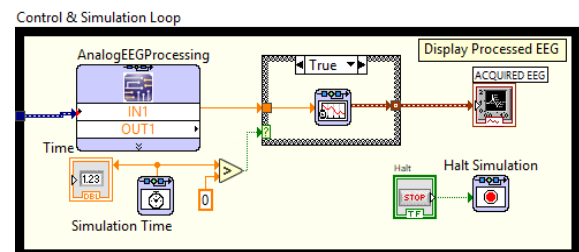


Figure 6 - Diagrama de blocos utilizados na co-simulação em LabVIEW

O input e output em Multisim é possível com dois conectores hierárquicos, OUT e IN, que correspondem aos terminais de co-simulação com o LabVIEW. Na interface de LabVIEW, de novo, é feito o *display* do sinal inicial e no recebido, após processamento analógico simulado em Multisim.

#### E. Processamento Digital

Para a simulação do sinal EEG utilizou-se o bloco *Simulate EEG VI*, do *Biomedical Toolkit*, com um tamanho do sinal de 3s, amplitude de saída de 100µV e frequência de amostragem de 1024 Hz. Tal como anteriormente, de modo a assegurar aleatoriedade nos parâmetros de *relative power* de *alpha*, *beta*, *theta*, é criado e aplicado um subVI “Randomize” que gera 3 valores entre 0 e 1 e que serão input no bloco de simulação de EEG. Para satisfazer o teorema de *Nyquist*, é necessário que a frequência de amostragem seja, pelo menos, duas vezes superior à frequência máxima do sinal. Assim, valores acima de 200 Hz seriam suficientes para satisfazer esta condição, já que o conteúdo em frequência do sinal EEG não tem valores superiores a 100Hz. No entanto, as bandas de frequências de interesse são muito estreitas, sendo necessário que os filtros tenham um corte acentuado para uma boa filtragem destas bandas. Para frequências de amostragem mais baixas, devido à falta de amostras, os filtros não são capazes de realizar este corte, essencial para distinguir corretamente as três bandas do EEG. Assim, definiu-se o valor de 1024 Hz para garantir que os filtros têm valores suficientes para segmentar o sinal EEG [4]. O processamento digital realizado encontra-se resumido no esquema da figura 7 e o diagrama de blocos completo encontra-se na figura 1 do anexo C.

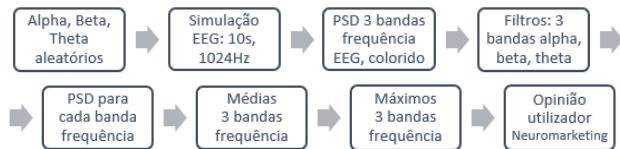


Figure 7 - Esquema resumo do processamento digital em LabVIEW

## Densidade do Espectro de Potência

Para visualizar o sinal, como um todo, no domínio das frequências, optou-se por calcular a densidade do espectro de potência de todo o sinal. Para isso, recorre-se aos blocos *EEG FFT Spectrum VI* e *EEG Spectrum Helper VI*, do *Biomedical Toolkit*, para calcular este mesmo espectro e traçá-lo. Com o segundo bloco, é possível visualizar o espectro de todo o sinal, mas com cada banda de frequência com uma cor diferente. Adicionalmente, o primeiro bloco também retorna o valor absoluto da potência do sinal e a distribuição de potência, em percentagem, para cada banda de frequência do EEG - *theta*, *alpha*, *beta*, *gamma*. A figura 8 apresenta o diagrama de blocos do subVI criado para as operações descritas. A janela Hanning foi escolhida para o cálculo da FFT já que, de acordo com a literatura, otimiza a operação e respetivos resultados [4].

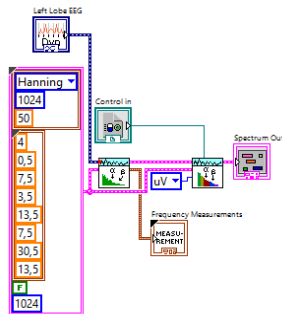


Figure 8 - Diagrama de Blocos para cálculo de FFT e Espectro de Frequência

## Segmentação em Bandas de Frequência

Tal como já mencionado, as bandas de frequência de interesse - *theta*, *alpha* e *beta* - são muito estreitas, sendo necessário um filtro com um corte acentuado. No entanto, um filtro com esta característica terá um maior custo e tempo computacional, pelo que é necessário ponderar todos estes fatores, aquando da escolha do filtro mais adequado para este processamento.

Filtros elípticos têm um corte acentuado entre a banda passante e a banda rejeitada, no entanto apresentam *ripple* em ambas as bandas (Fig. 9 - D). Da mesma forma, filtros *Chebyshev* têm um corte mais acentuado do que um filtro *Butterworth*, no entanto também apresentam *ripple* na banda passante ou na banda de rejeição (Fig. 9 - B e C). Assim sendo, estes dois filtros não são adequados ao processamento de EEG: com ondulação na banda passante, as frequências não serão contabilizadas da mesma

forma e a potência de algumas destas frequências poderá ser reduzida; por outro lado, ondulação na banda de rejeição provocará captação de frequências não desejadas.

Em oposição, o filtro *Butterworth* não apresenta ondulações em nenhuma das suas bandas, não tendo nenhum dos problemas acima mencionados (Fig. 9 - A). Uma desvantagem deste filtro corresponde ao seu corte não ser acentuado, como acontece com os restantes filtros, mas que pode ser mitigada aumentando a ordem do filtro [4].

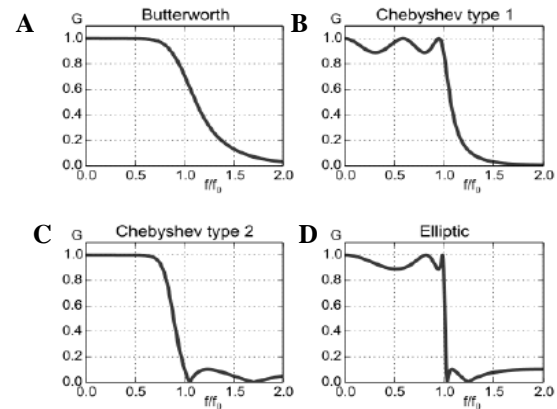


Figure 9 - Gráficos de magnitude para 4 tipos de filtros digitais

Assim, um filtro do tipo *Butterworth* passa-banda de ordem 10 foi escolhido para filtrar as bandas de frequência de interesse. Para isso, utilizou-se o bloco *Digital IIR Filter VI*, com o qual se desenhou 3 filtros com diferentes frequências de corte, já mencionadas na introdução. Um filtro do tipo IIR foi escolhido, em detrimento de um filtro FIR, já que filtros IIR conseguem atingir o mesmo nível de atenuação de um filtro FIR, mas com um número de coeficientes muito inferior, reduzindo custo computacional e aumentando a eficiência do filtro [5].

Após a segmentação do sinal nas 3 bandas de frequência pretendidas, para visualizar os sinais filtrados, optou-se por mostrar os sinais em ambos os domínios - tempo e frequência. Assim, para visualizar o sinal no domínio das frequências calculou-se a densidade do espectro de potência para cada uma das bandas - *theta*, *alpha* e *beta* -, obtida através do bloco *Spectral Measurements VI*, do *Biomedical Toolkit*. Estes gráficos irão permitir a avaliação da qualidade e eficácia dos filtros, observando a gama da componente de frequência de cada sinal filtrado. É possível observar o diagrama de blocos projetado para este processamento na figura 10.

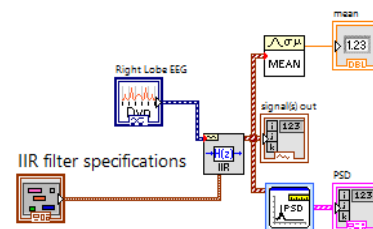


Figure 10 - Diagrama de Blocos para obtenção e visualização das bandas de frequência



## Análise Numérica dos Sinais no Domínio do Tempo

Adicionalmente, com o intuito de realizar uma análise numérica dos resultados no domínio do tempo, calculou-se a média, para os dois EEGs simulados, das ondas *theta*, *alpha* e *beta*, recorrendo ao bloco *Mean VI*. Finalmente, recolheram-se ainda os valores médios máximos, a partir dos valores absolutos de média, entre cada canal, para cada uma das bandas de frequência, que poderiam ser utilizados para identificar a condição do utilizador [5]. É possível observar o diagrama de blocos projetado para este processamento na figura 11.

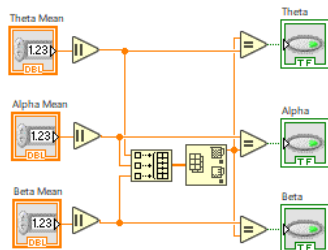


Figure 11 - Diagrama de Blocos para obtenção da banda com valor médio máximo

## Obtenção de Dados Relevantes para uma aplicação em Neuromarketing

Para criar um programa capaz de obter resultados relevantes para uma aplicação a nível de Neuromarketing, todo o circuito anteriormente descrito foi replicado uma segunda vez, para ser possível a simulação de dois sinais diferentes, isto é, em 2 canais. Assim, sendo feita a recolha do EEG de um paciente, os 2 sinais recolhidos dos lobos frontais, direito e esquerdo, seriam ligados ao software LabVIEW e ambos seriam processados.

De notar que, uma vez que o sinal EEG simulado em LabVIEW não contém informação sobre zona da cabeça de que provém, são gerados valores aleatório de *relative power* para *alpha*, *beta*, *theta*, que são arbitrariamente atribuídos a cada canal, e definidos como sendo provenientes do lobo esquerdo ou direito. De cada vez que se corre o programa, os sinais apresentados como sendo correspondentes a cada lobo são aleatórios, podendo ter determinada banda de frequência mais ou menos representada, tal como aconteceria numa situação real hipotética, dependendo do estado e ambiente do utilizador.

Com o intuito de recolher resultados relevantes para a aplicação deste projeto na área de Neuromarketing, utilizou-se a média, para os dois canais, das ondas *alpha*, previamente calculadas. De seguida, esses dois valores são comparados, e, se o valor mais elevado for o da onda vinda do lobo frontal esquerdo, considera-se que o utilizador está interessado no objeto/atividade que está a observar, e uma mensagem indicativa deste sentimento será mostrada na interface. Por

outro lado, se o valor de média mais elevado for o da onda correspondente ao lobo frontal direito, o utilizador não tem interesse no que está a observar e uma mensagem diferente será mostrada na interface. A figura 12 mostra o diagrama de blocos criado para esta secção.

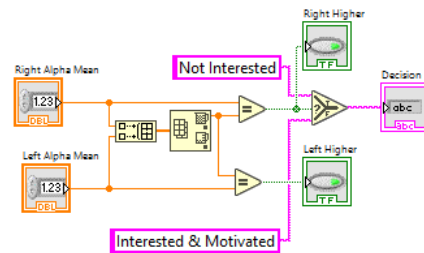


Figure 12 - Diagrama de Blocos para obtenção de resultados para aplicação em Neuromarketing

## III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A interface gráfica final do LabVIEW encontra-se no Anexo D.

### A. Processamento Analógico

Com a utilização da função *PWL Voltage*, que gera um sinal com a introdução dos valores com um ficheiro .txt, foi feita uma análise ao sinal em Multisim, usando os valores de EEG simulado, exportado do LabVIEW. Avalia-se, assim, o processamento analógico feito, independentemente da co-simulação com o LabVIEW. Na figura 13 encontram-se o sinal original, a verde, e o sinal processado, a vermelho, no início e fim do circuito analógico, respetivamente, conforme visualizado na janela do osciloscópio do Multisim.

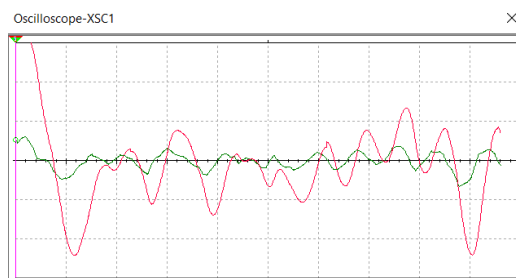


Figure 13 - Canal 1, verde, sinal original, 50 uV/div; canal 2, vermelho, sinal processado, 500 mV/div

Observando o sinal, verifica-se a existência de um atraso de fase, resultante dos filtros aplicados, em especial o passa-baixo de 2ª ordem, conforme projetado (Anexo B – figura 2). Da mesma forma, é visível uma suavização do mesmo, com atenuação de frequências mais altas e remoção de ruído, verificando-se que o filtro passa-baixo com  $f_c = 60$  Hz implementado cumpre o seu papel. Finalmente, observa-se um ganho experimental de cerca de 8500 o que, comparando com ganho de 7808 projetado, mostra ser um valor consideravelmente próximo. O desvio relativo de 8,14% verificado provirá das tolerâncias dos componentes eletrónicos, que resultam em erro acumulado ao longo do circuito.

Em LabVIEW, o resultado a que se chega são os gráficos de EEG simulado e EEG processado analogicamente, após a co-simulação com Multisim, como se observar na figura 14.

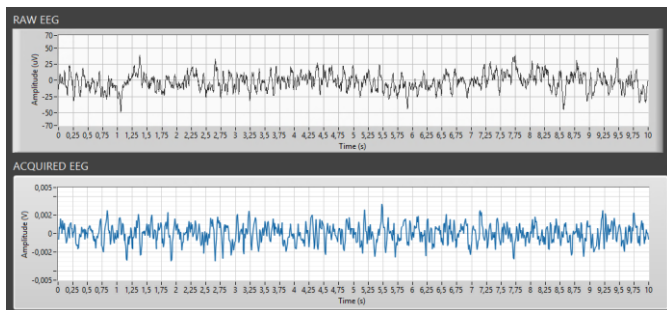


Figure 14 - Gráfico do sinal simulado em LabVIEW (acima) ; gráfico recebido em LabVIEW, após processamento em Multisim (em baixo)

De facto, verifica-se uma mudança dimensional de uV para mV, como pretendido, após o processamento analógico, apesar do ganho não ser inteiramente congruente com o calculado no Multisim, sendo de cerca 50, face aos 8500 anteriormente calculados, em Multisim. Tal deverá estar relacionado com a comunicação entre os dois softwares, que deverá ter associado um fator de redimensionamento. Não obstante, como expectável, o sinal adquirido mostra-se suavizado para frequências mais elevadas, com menos ruído, preservando as suas características fundamentais e demonstrando, igualmente, que o filtro tem efeito.

## B. Processamento Digital

Tal como anteriormente descrito, o espectro de frequências, presente na figura 15, foi obtido recorrendo a blocos do LabVIEW já predefinidos para este efeito. De facto, o resultado está de acordo com o esperado, já que é possível observar as 4 bandas de frequência de uma forma separada, mediante os limites de cada gama, com um código de cores que permite avaliar melhor a distinção efetuada.

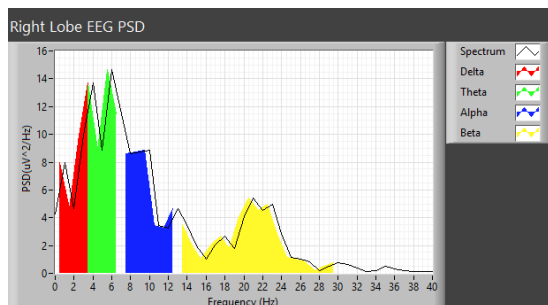


Figure 15 - Resultado da interface gráfica com o gráfico da densidade do espectro de potência

Relativamente à divisão das 3 bandas de frequência pretendidas, recorrendo ao filtro IIR *Butterworth* de ordem 10, é possível observar na figura 16 que estas estão de acordo com

o esperado. De facto, no domínio do tempo, apresentam formas de onda semelhantes às descritas na literatura [1] e, no domínio das frequências, o seu gráfico de densidade do espectro de frequências, tem uma maior amplitude nas gamas de frequência pretendidas, e é residual nas frequências que deveriam ser cortadas. A título de exemplo, podemos ver na banda de frequência *theta*, que, tal como pretendido, o filtro preserva apenas as frequências entre os valores 3 a 8. De facto, sendo que a banda de frequência *theta* varia entre os valores 4 e 7, conclui-se que a segmentação foi eficaz e o filtro implementado foi adequado a este processamento, sendo que resultados igualmente satisfatórios se observam nas bandas *alpha* e *beta*.

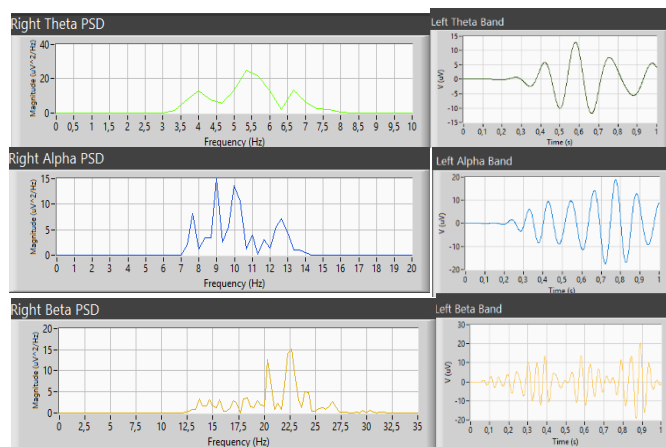


Figure 16 - Resultado da interface gráfica com os gráficos das ondas extraídas, no domínio do tempo e frequência

Tal como se pode observar na figura 17, os valores calculados para os valores absolutos da potência do sinal e a distribuição de potência, em percentagem, para cada banda de frequência de cada canal - *theta*, *alpha*, *beta*, *gama* - estão dentro do esperado. Adicionalmente, é também possível observar os valores de amplitude médios para cada banda de interesse, de cada canal, e a correta deteção do valor máximo, entre as 3 bandas consideradas, também para cada canal.

De facto, com a deteção destes valores máximos, seria possível interpretar estes resultados obtendo informações sobre o estado do utilizador, nomeadamente, caso estivesse sonolento, pensativo, entre outros estados [5]. No entanto, essa avaliação não foi feita, pois o objetivo último deste trabalho foi uma aplicação na área de Neuromarketing.

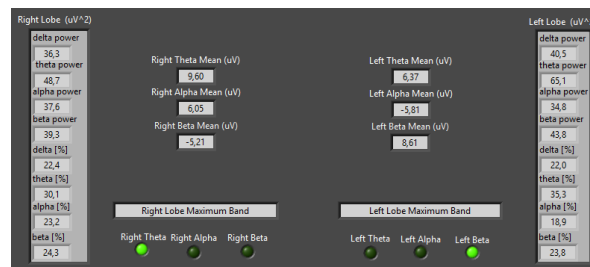


Figure 17 - Resultado da interface gráfica que mostra os resultados das medidas recolhidas, tanto no domínio do tempo como de frequência

Finalmente, e com os valores de média obtidos para a onda *alpha* de cada sinal, é possível criar a interface com aplicação em Neuromarketing, tal como se pode observar na figura 18. De facto, e tendo em consideração os valores anteriormente discutidos, conclui-se que a deteção do valor médio mais elevado nas bandas *alpha* é detetado com sucesso. Tal como pretendido, quando este valor é mais elevado no lobo frontal direito, significa que o utilizador não está muito interessado no que está a observar ou a fazer e, por isso, é mostrada uma mensagem na interface que indica o seu estado: *Not Interested*. Por oposição, quando o valor médio do lobo frontal esquerdo é superior, a mensagem *Interested & Motivated* é mostrada no ecrã. Assim, tal como pretendido, é possível perceber se uma pessoa está interessada em determinado produto, recorrendo ao seu sinal EEG, permitindo obter resultados mais fiáveis e não influenciados por outros fatores.

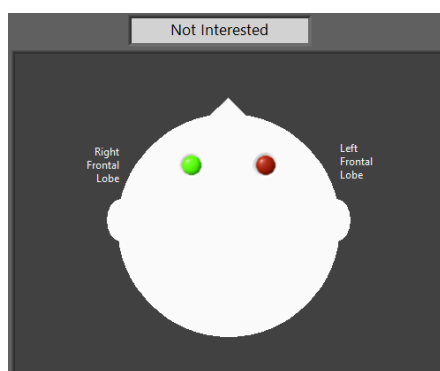


Figure 18 - Resultado da interface gráfica para aplicação de Neuromarketing

#### IV. CONCLUSÃO

Neste trabalho, foi possível simular o sinal EEG, processá-lo a nível analógico, em Multisim, eliminando diferentes ruídos - interferência de modo comum, *power noise*, *baseline noise* -, removendo *offset* DC, amplificando o sinal e filtrando-o com filtros passa-baixo e passa-alto. Realizou-se também um processamento a nível digital, em LabVIEW, recolhendo as informações pretendidas: densidade do espetro de frequência, bandas de frequência *theta*, *alpha* e *beta* - com respetivos gráficos no domínio do tempo e frequência. Finalmente, foram calculados os valores de amplitude médios para cada banda de interesse, deteção do valor médio máximo, entre as 3 bandas consideradas, com identificação do valor médio máximo da onda *alpha*, para aplicação a nível de Neuromarketing.

De facto, a identificação do valor médio máximo da onda *alpha*, entre dois canais diferentes é muito útil para a sua aplicação em Neuromarketing. A partir dos resultados obtidos neste projeto, seria possível avaliar a popularidade de um produto para um determinado conjunto de pessoas, de uma forma fiável e sem perturbações indesejáveis. Assim, ao invés de recolher um conjunto de opiniões, pode recorrer-se à recolha do sinal EEG, de cada pessoa, aquando da utilização/visualização de um produto, e avaliar o seu estado de interesse por esse mesmo produto.

Finalmente, é de salientar que seria relevante testar o projeto desenvolvido com sinais reais de EEG, procedendo à sua recolha, processamento analógico, numa *breadboard*, e processamento em tempo real, no LabVIEW. Para isso, seria necessário preparar adicionalmente o *setup* de recolha de sinal, já descrito neste relatório, e proceder à conversão do sinal, com um conversor A/D adequado, nomeadamente DAQ ou Arduino UNO. Desta forma, seria possível testar a aplicação real do projeto, validando os resultados obtidos com simulações.

#### V. REFERÊNCIAS

- [1] H. T. S. Le, "Electroencephalogram - Signal Processing," University of Malaya, 2015.
- [2] S. I. Roux. "Getting to Know Neuromarketing: EEG." <https://www.thescienceofpersuasion.com/single-ost/2019/07/31/Getting-to-Know-Neuromarketing-EEG> (accessed 1st June, 2020).
- [3] S. Forge. "OpenEEG Project." <http://openeeeg.sourceforge.net/doc/index.html> (accessed 1st June, 2020).
- [4] R. Patel, "A REAL TIME FREQUENCY ANALYSIS OF THE ELECTROENCEPHALOGRAM USING LABVIEW," Master, Department of Biomedical Engineering, New Jersey Institute of Technology, 2002.
- [5] T. Thomas, M. James, R. R. Shaji, and B. C. Pillai, "Interpretation of Human Stages from EEG Signals Using LabVIEW," *International Journal of Advanced Research in Computer and Communication Engineering*, vol. 5, no. 3, March 2016 2016.

## VI. ANEXOS

### Anexo A - Circuito Analógico Simulado em Multisim

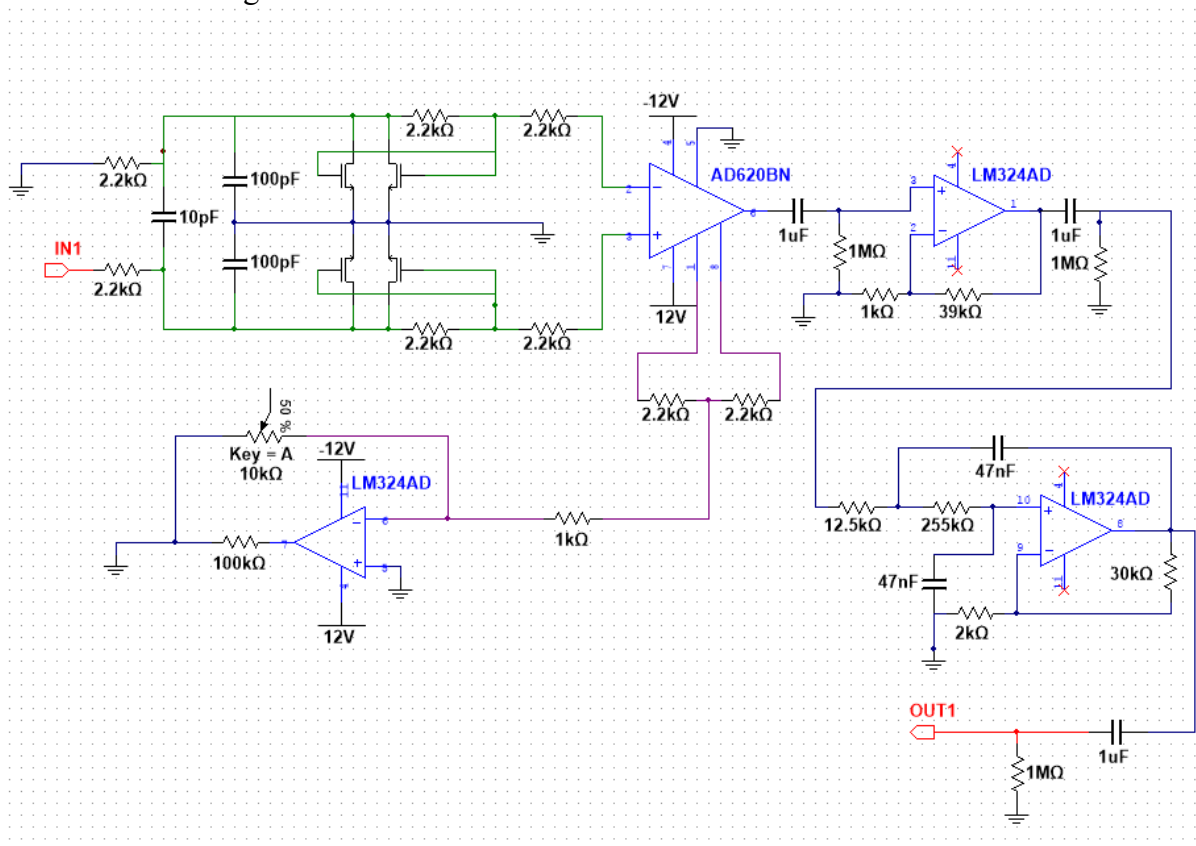


Figura A.1 - Circuito desenvolvido para o processamento digital

### Anexo B - Filtro Passa-Baixo *Butterworth* 2ª ordem, $f_c = 60\text{Hz}$

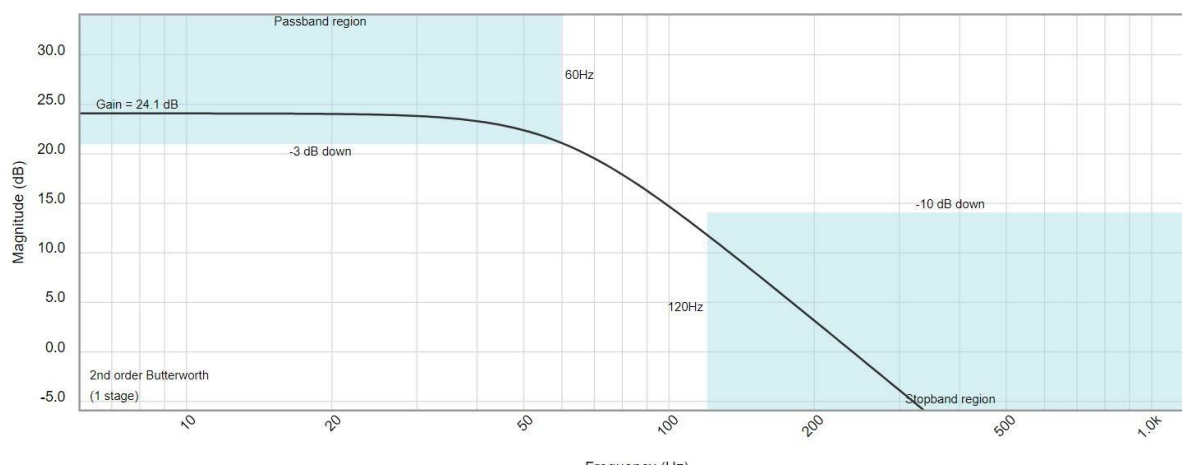


Figura B.1 - Traçado de bode de magnitude (dB) do filtro projetado



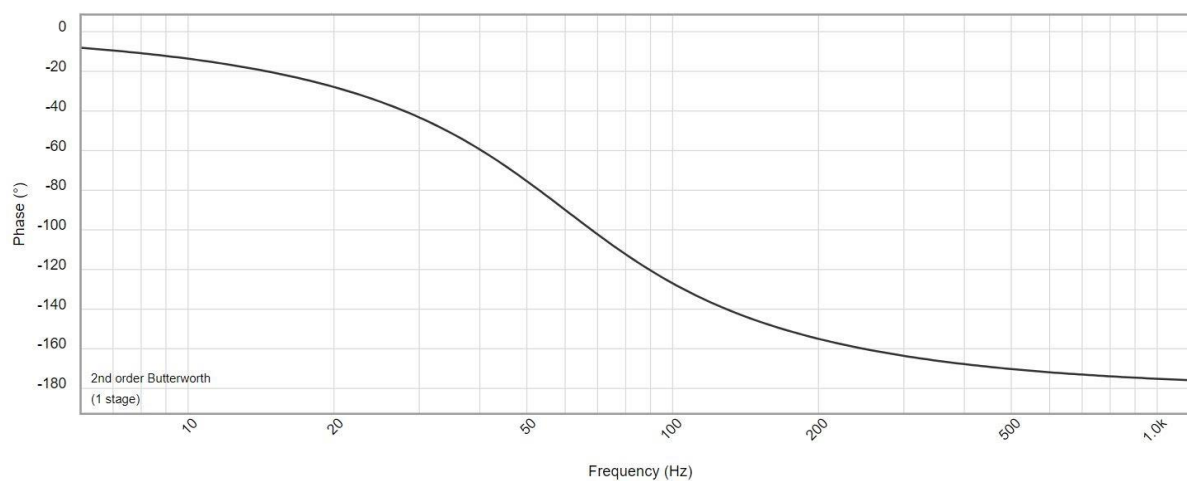


Figura B.2 - traçado de bode de fase (°) do filtro projetado

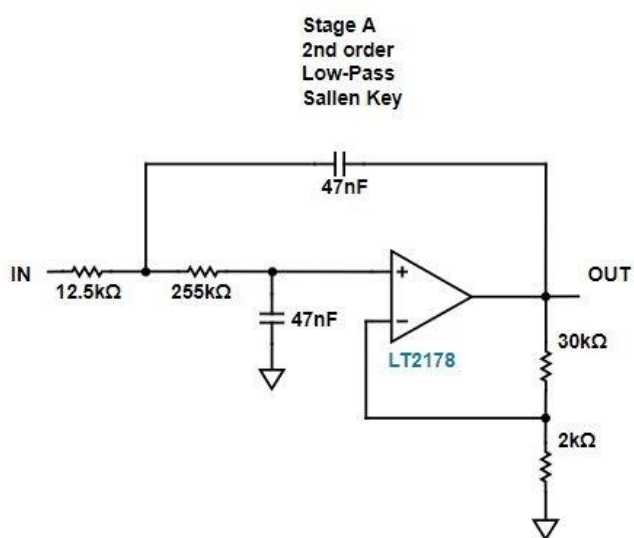


Figura B.3 - Circuito *Sallen-Key* para o filtro projetado

## Anexo C - Diagrama de Blocos para o Programa Principal do LabVIEW

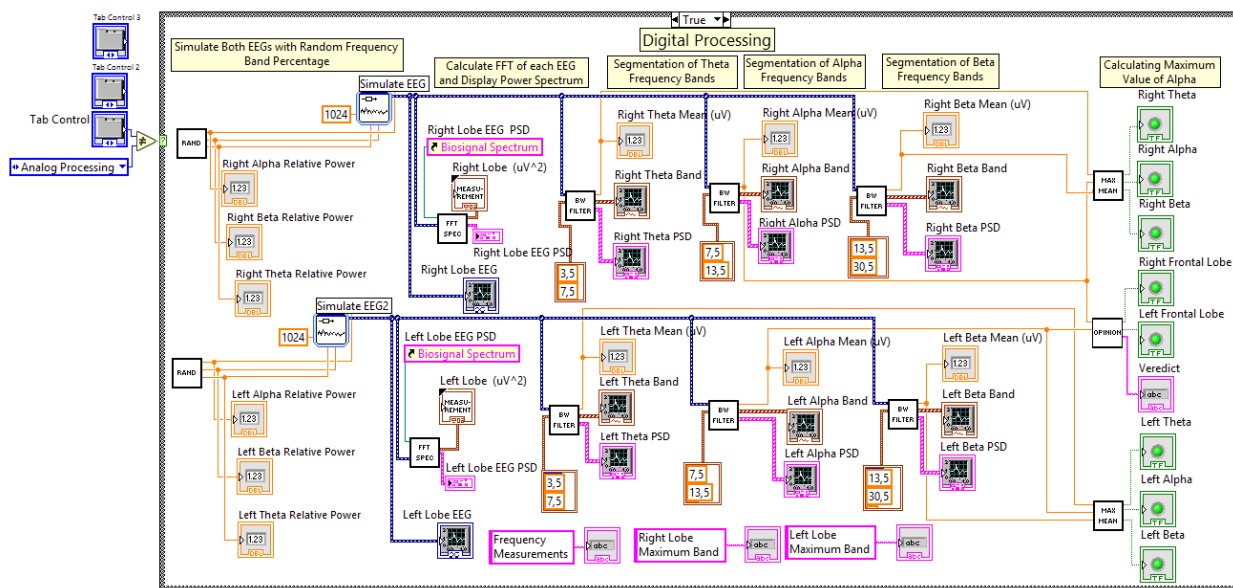


Figura C.1 - Diagrama de blocos para o processamento digital

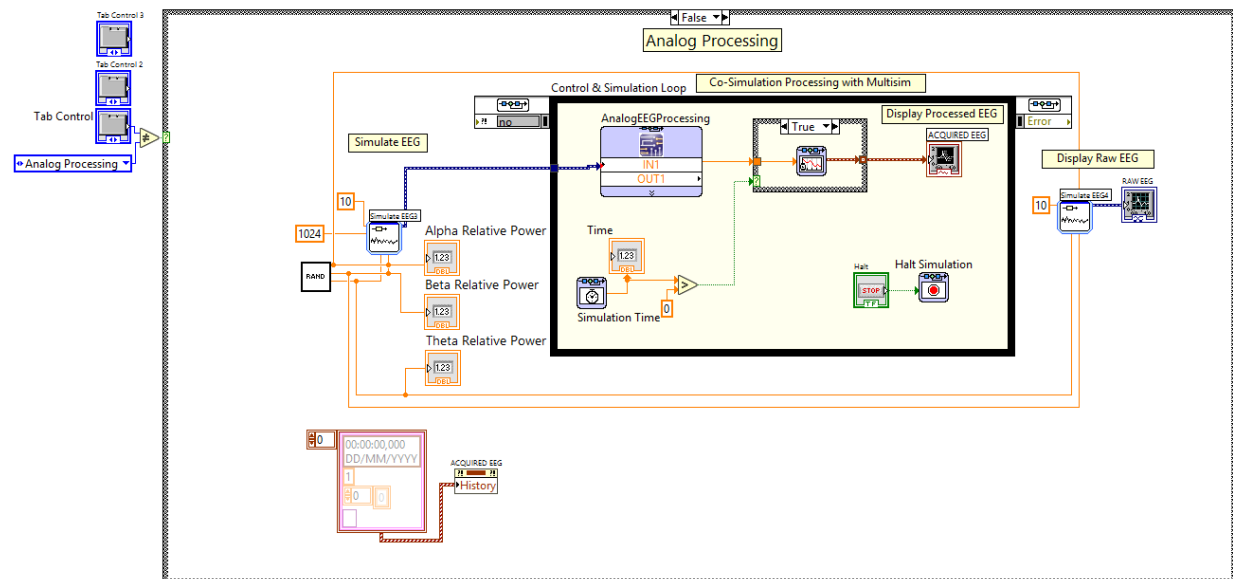


Figura C.2 - Diagrama de blocos para o processamento analógico

## Anexo D - Interface Principal do LabVIEW

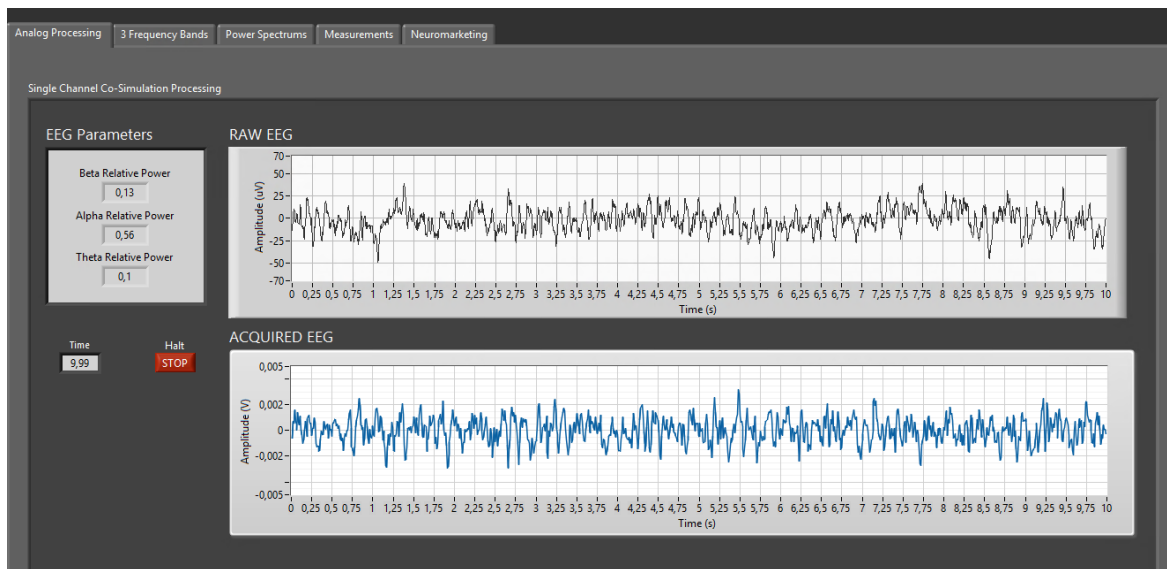


Figura D.1 - Interface gráfica para o processamento analógico



Figura D.2 - Interface gráfica com os resultados de cada banda obtida, no domínio do tempo

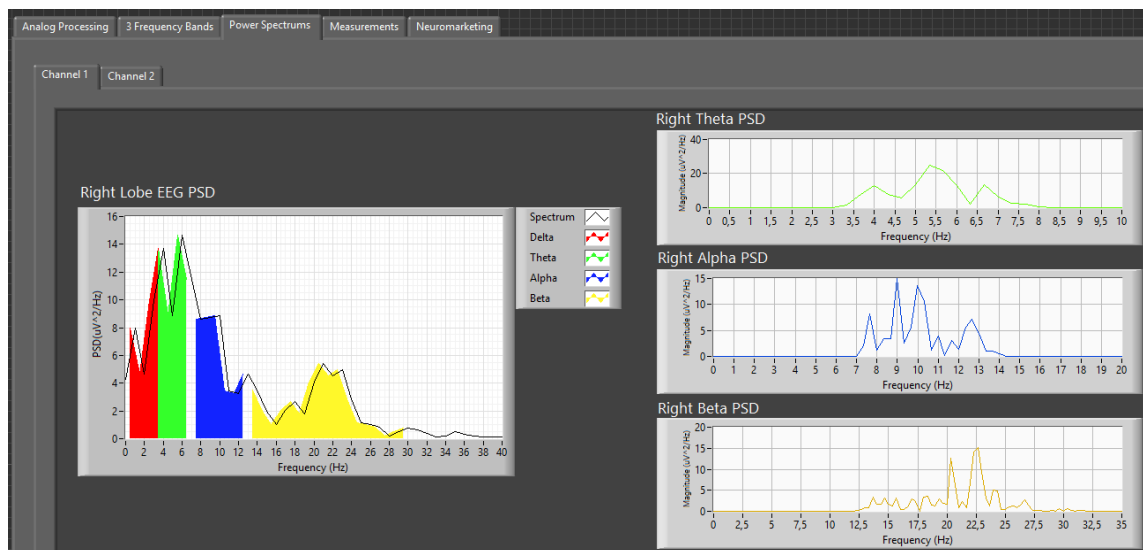


Figura D.3 - Interface gráfica com os resultados de cada banda obtida, no domínio da frequência

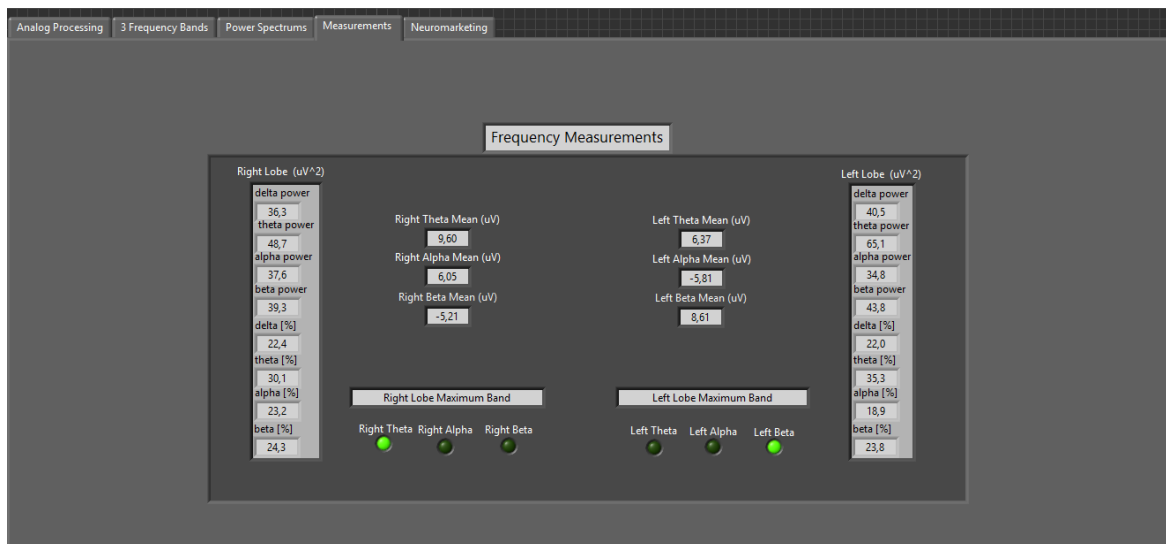


Figura D.4 - Interface gráfica com os resultados obtidos para as medidas recolhidas, em ambos os domínios

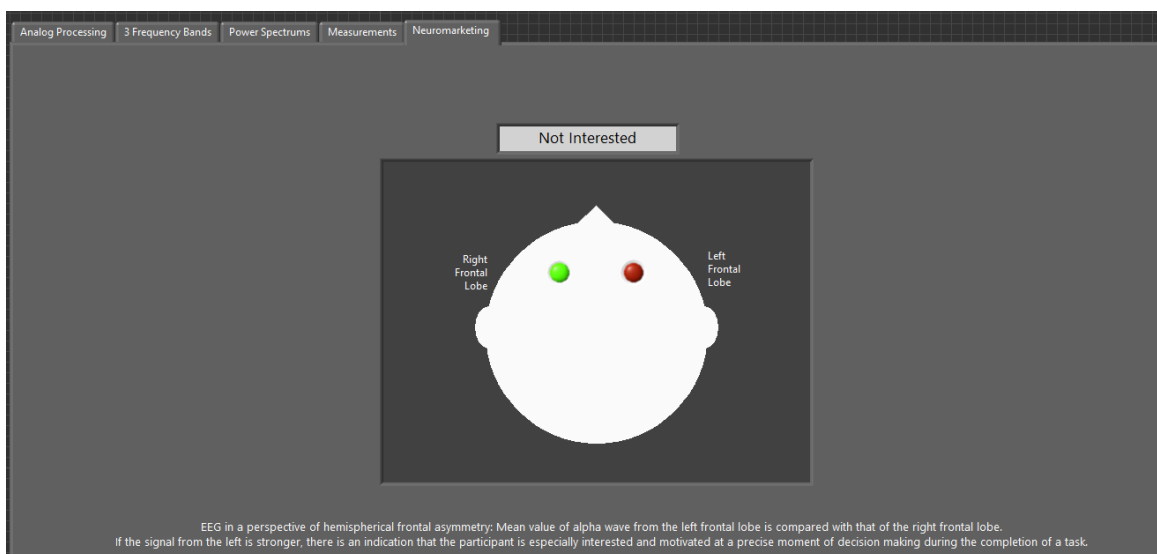


Figura D.5 - Interface gráfica com os resultados obtidos para aplicação em Neuromarketing