

PROCESSAMENTO E ANÁLISE DE SINAIS BIOELÉTRICOS

Lucas Correa de Souza, Amilton da Costa Lamas
Faculdade de Engenharia Elétrica
Pontifícia Universidade Católica de Campinas
Campinas, Brasil
lucas.cs7@puccampinas.edu.br

Gloria Maria de Almeida Souza Tedrus
Faculdade de Medicina
Pontifícia Universidade Católica de Campinas
Campinas, Brasil
gloriatedrus@puc-campinas.edu.br

Abstract— O processamento e análise de sinais bioelétricos é uma área interdisciplinar de interesse para a Engenharia Elétrica e a Medicina. O desenvolvimento de processos automáticos de identificação de épocas em sinais obtidos por eletroencefalografia (EEG) pode contribuir para a redução do tempo de análise. Foi desenvolvido com sucesso um método de processamento digital e análise destes sinais aplicado aos canais O2 e F4 do EEG de um jovem adulto empregando filtros FIR com janela de Hanning. Resultados de Percentual de Contribuição de Potência e coeficiente de variação são apresentados e discutidos.

Keywords — análise, processamento digital, sinais bioelétricos

I. INTRODUÇÃO

A análise de sinais bioelétricos é utilizada há muitos anos como ferramenta de apoio a diagnósticos na medicina preventiva ou não. Resultado de ações interdisciplinares entre as áreas de engenharia, medicina, física, matemática e computação a análise de sinais bioelétricos constitui a base do avanço tecnológico para o aumento da eficiência no atendimento médico e na redução de custos operacionais. A integração de diferentes áreas de conhecimento reflete a complexidade dos processos do corpo humano modelados por sinais de origem elétrica, química e mecânica. Dentre os métodos de aquisição e análise dos biopotenciais destacam-se: a) Eletroencefalografia (EEG), a análise da atividade elétrica cerebral, que envolve a amplificação dos impulsos elétricos cerebrais com posterior representação gráfica; b) Eletrocardiografia (ECG), similar ao EEG, porém focado na atividade elétrica cardíaca; e c) Imagem por ressonância magnética funcional (fMRI), que mede e traça as mudanças na circulação sanguínea do cérebro em função da atividade cerebral. Todas estas técnicas caracterizam-se por serem não invasivas, seguras, indolores e relevantes no diagnóstico e tratamento de diversas doenças associadas à atividade elétrica, sendo as duas últimas utilizadas na análise de atividade elétrica cerebral. Até meados do século passado estas técnicas baseavam-se em sinais elétricos analógicos com análise de gráficos em papel, com o advento da digitalização de sinais estes métodos tiveram uma evolução técnica muito grande devido ao aumento na quantidade e informações obtidas e na versatilidade das possíveis análises utilizando correlação de sinais. A própria fMRI não teria se estabelecido não fosse pelo surgimento de

técnicas computacionais de digitalização de imagens e o desenvolvimento de computadores de alto desempenho.

II. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A. Fisiologia Cerebral e Biopotenciais

O cérebro humano é formado por tecidos e células nervosas, que estrategicamente trabalham para conduzir, processar, interpretar estímulos sensoriais e gerar respostas específicas a cada necessidade. Constitui a maior porção do sistema nervoso sendo dividido em dois hemisférios (esquerdo e direito) [1] A Figura 1 ilustra o conceito.

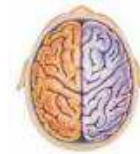


Fig.1 – Representação do cérebro.

Montenegro [2] esclarece: que ambos os hemisférios cerebrais apresentam uma camada de 2 a 5mm de espessura de substância cinzenta, composta por neurônios, células da glia e fibras nervosas, denominado córtex cerebral. Os neurônios são a unidade fundamental do sistema nervoso, cuja função é receber, processar e enviar informações. São responsáveis pela condução do impulso nervoso, recebendo (dendritos) e enviando (axônios) sinais elétricos para outros neurônios. São células nervosas encontradas no cérebro e todo o sistema nervoso [3]. Os neurônios podem transmitir apenas a mais simples das informações - "liga" ou "desliga". Toda a nossa atividade mental está baseada nesse simples sinal de "liga/desliga"; mas, quando há o envolvimento de neurônios suficientes, informações muito complicadas podem ser manejadas em um código parecido com as linguagens usadas em computadores.

O neurônio, assim como outras células possui o chamado potencial de membrana (potencial de repouso e, quando excitado, de ação). As células em si são diferenciáveis quanto às suas especializações, sendo assim, o que difere os neurônios é a sua capacidade de condução do potencial de ação. Um impulso nervoso, isto é, um sinal bioelétrico, é carregado por um neurônio e passa ao longo dos axônios, e destes para os

dendritos da célula seguinte, as quais se ligam através de uma junção chamada sinapse (região de contato entre dois neurônios). Como o neurônio é uma célula excitável, o seu potencial de ação pode sofrer alterações, dependendo dos estímulos realizados. As sinapses são de extrema importância para o funcionamento do sistema nervoso, porque são elas as responsáveis pela transmissão do impulso nervoso (informação) de um neurônio para o outro e a sua direção.

B. Ondas Cerebrais e Artefatos

Os sinais de EEG são oscilatórios e repetitivos, o que origina um tipo de ritmo específico advindo da atividade elétrica coletiva do córtex. Existe uma vasta diversidade de ritmos EEG dependendo principalmente do estado mental do sujeito, podendo ser o grau de atenção e consciência, fatores relevantes e determinantes no comportamento do sinal (Sörnmo e Laguna, 2005), portanto, para que o diagnóstico, acompanhamento, tratamento de alguma patologia, elaboração de novos dispositivos e, complementando, estratégias para identificação de artefatos baseadas no eletroencefalograma é de suma importância o conhecimento das características e frequências da atividade elétrica cerebral. Ainda que existam parâmetros conceituados que possibilitam que uma análise da atividade elétrica cerebral se diga “normal”, essa tarefa não é trivial e considera os ritmos cerebrais de acordo com a frequência do sinal, topografia, amplitude e reatividade e o estado de consciência do indivíduo. As componentes rítmicas de um sinal de EEG são: (a) Delta (0,5 – 3,5 Hz) presente em bebês e no sono profundo de adultos e em atividades que exigem atenção contínua; (b) Theta (3,5 – 7,5 Hz), encontrada em crianças, na sonolência ou ociosidade de jovens e adultos e na inibição de respostas eliciadas; (c) Alpha (7,5 – 12,5 Hz), associada ao controle de inibição, fechamento de olhos e estado de relaxamento; (d) Beta (12,5 – 30 Hz) em geral, apresenta-se no estado de alerta (atenção), é atenuada na atividade motora intensa e (e) Gama (acima de 30 Hz), observada durante os processamentos de informação sensorial (visão, audição e tato) e na memória de curto prazo através do reconhecimento de objetos, sons e sensações. A parte (a) da Figura 2 representa um sinal EEG registrado e na parte (b) o seu espectro de frequência evidenciando as componentes rítmicas desse sinal.

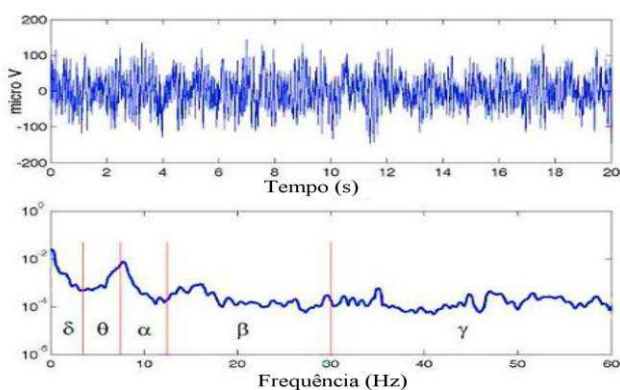


Fig.2 – Sinal de EEG no domínio do tempo (a) e da frequência (b)

Uma das desvantagens em utilizar o sinal EEG para análises quantitativas está relacionada à capacidade desse sinal em ser contaminado por artefatos (sinais indesejados), seja por

influência fisiológica do paciente ou instrumental do equipamento e aquilo que o cerca; o sinal apresentado ao profissional sempre somado à interferências (artefatos) provenientes de outras formas de atividade elétrica e por isso verifica-se dificuldade na visualização do traçado e até interferência no diagnóstico clínico do sinal [2]. Os artefatos fisiológicos são aqueles oriundos do próprio voluntário submetido à coleta de sinais de EEG. Os sinais fisiológicos (também chamados de intrínsecos) que de forma mais frequente aparecem como ruído no sinal são: os eletromiográficos (de origem muscular), os eletrocardiográficos (de origem cardíaca) e os oculares (de movimentação ocular e palpebral). Os artefatos extrínsecos (não-fisiológicos) incluem todas as interferências que contaminam o sinal de EEG durante o processo de aquisição dele. A principal fonte desse artefato é sua natureza eletromagnética, que incluem a rede de distribuição de energia (Sistema Elétrico Brasileiro – 60Hz), estímulos luminosos do ambiente e a hiperventilação.

C. Técnicas EEG e Eletrodos

Os registros de EEG, são a variação propagada dos potenciais pós-sinápticos de determinada região do encéfalo, somados espacialmente e temporalmente, e capturados em determinada região. As informações de interesse geralmente calculadas no EEG tratam de medidas de potência ou tensão em bandas de frequência [4], mencionadas na seção anterior. As medições eletroencefalográficas modernas empregam um sistema de registro que consiste em: a) eletrodos com meio condutor para ler o sinal na superfície do escalpo; b) gel condutor e pasta de fixação; c) amplificadores que dão ganho ao sinal de origem cerebral; d) conversores analógicos digitais e; e) dispositivo de gravação (armazenamento).

O Comitê da Federação Internacional de Sociedades de Eletroencefalografia e Neurofisiologia Clínica (IFSECN) definiu um sistema específico de colocação de eletrodos em condições normais para uso em todos os laboratórios, conhecido como sistema internacional 10-20. Segundo a Sociedade Brasileira de Neurologia Clínica [5] esse sistema é composto por 21 eletrodos dispostos conforme a Figura 3. Cada eletrodo tem uma denominação padrão composta por uma letra e por um número, sendo a letra baseada na região cerebral coberta por este eletrodo e o número indicando a sua lateralização. A atividade cerebral foi registrada empregando os eletrodos nas posições F4 e O2 (vermelho) tendo as posições A1 e A2 como referência.

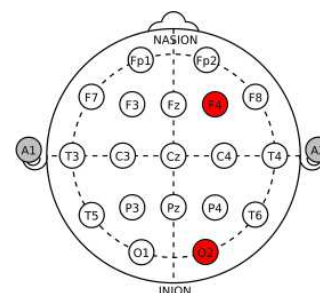


Figura 3 – Mapeamento dos eletrodos para EEG.

D. Modelos Matemáticos

A caracterização minuciosa dessas frequências relevantes teve reconhecimento com o uso de técnicas matemáticas como a FFT (Fast Fourier Transform – Transformada Rápida de Fourier) em sinais de EEG e a descoberta de correlações entre os ritmos em diferentes estados, funções e patologias cerebrais [6]; este modelo, criado por J.B.J Fourier, é essencial na área de processamento digital de sinais e aplicável sobre os sinais de EEG. De acordo com essa técnica, qualquer sinal periódico pode ser descrito com a soma de sinais senoidais. Duas características dos sinais no espaço de frequências foram utilizadas neste trabalho: a) Densidade Espectral (Power Spectral Density – PSD) definida como a transformada de Fourier na resultante do cálculo da função de autocorrelação do sinal e; b) Percentual de Contribuição de Potência (PCP), que informa a quantidade de energia contida em uma determinada faixa de frequência. Com o cálculo da densidade espectral total do sinal ao longo de toda a faixa de frequência (de 1 a 50Hz), os ritmos cerebrais são separados conforme suas frequências características (Tabela 1).

TABELA 1 – RITMOS E FREQUÊNCIAS

Ritmo cerebral	Faixa de frequências
Delta	0,5 – 3,5 Hz
Theta	3,5 – 7,5 Hz
Alpha	7,5 – 12,5 Hz
Beta	12,5 – 30 Hz
Gama	Acima de 30 Hz

As principais ferramentas de análise estatística aplicadas nos processos quantitativos sobre o EEG foram: a) MD – Média Aritmética; b) DP – Desvio Padrão; c) MA – Mediana; d) Dpma – Desvio Padrão com relação à mediana; e e) CV – Coeficiente de Variação. A conceituação destas ferramentas pode ser encontrada com detalhes em [7].

E. Filtros Digitais

A filtragem dos sinais de EEG é uma estratégia importante e muito adotada nos estágios iniciais do processamento do sinal. O objetivo passa pela melhora da qualidade e, especificamente, pela seleção de uma faixa de frequência desejada. Foram determinadas duas funções janelas em função de suas características quando sob a ótica dos sinais de EEG e seu espectro: 1) a janela retangular pois apresenta o menor lóbulo principal; 2) a janela de Hanning pois dentre as principais apresenta a terceira menor largura do lóbulo principal, mas em compensação possui a melhor taxa de decaimento quanto à sua atenuação nos lóbulos secundários. Considerando banda de interesse de análise neste projeto estreita (1Hz até 50Hz) e, conseqüentemente, o pouco espaço para transição entre a banda passante e a de rejeição, fixa-se a largura de transição em 10Hz (de 50hz até 60Hz). As componentes além dos 50Hz foram descartadas neste trabalho. A definição do tipo de janela é apresentada na seção de resultados.

III. MÉTODO

A análise dos sinais de EEG foi realizada em cinco passos (05): 1) obtenção dos dados (acesso) de um exame de EEG em

um indivíduo adulto (autor); 2) escolha das épocas a serem analisadas de maneira a possuir menor interferência de artefatos; 3) conversão dos dados do equipamento de EEG (PGL) para um formato adequado a ferramenta de análise GNU Octave ou MatLab; 4) segmentação das épocas em intervalos de 2 segundos e; 5) aplicação das técnicas de filtragem com objetivo de melhorar a relação sinal ruído. A Figura 4 apresenta a sequência dos processos para análise dos sinais.

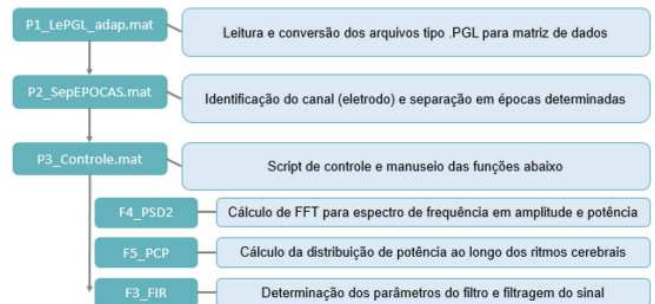


Fig. 4 – Etapas de processo e scripts

Com o uso dos exames realizados segundo as técnicas de aquisição fundadas pelo Sistema Internacional 10-20, a Tabela 2 traz as seguintes identificações dos sinais analisados: canal (eletrodo) de referência, ritmo elétrico característico para aquele canal, trechos de tempo (épocas) a serem analisadas. A exemplificar o período analisado, com “02:03 até 02:05” lê-se o período de “dois minutos e três segundos até dois minutos e cinco segundos” resultando em 2 segundos de sinal.

TABELA 2 – AMOSTRAS (ÉPOCAS) ANALISADAS POR CANAL

Canal / Eletrodo	Ritmo característico	Amostras Adulto
O2 - occipital direito	Alfa	02:03 até 02:05
		02:19 até 02:21
		02:42 até 02:44
		02:45 até 02:47
		03:26 até 03:28
F4 - frontal direito	Beta	02:03 até 02:05
		02:19 até 02:21
		02:42 até 02:44
		02:45 até 02:47
		03:26 até 03:28

O registro da atividade cerebral seguiu o registro biauricular, em que os eletrodos das orelhas esquerdas e direitas servem como referencial, conforme mostrado na Figura 3. Durante o processo de captação da atividade elétrica neural a taxa de amostragem foi determinada em 200Hz (200 amostras por segundo); sendo assim, cada uma das épocas de 2 segundos é o reflexo de 400 amostras do sinal cerebral.

IV. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A. Seleção da Janela

A escolha do filtro foi feita levando-se em consideração a largura de transição em 10Hz (de 50hz até 60Hz). Observou-se que a banda de passagem sofre branda atenuação (já esperada) mesmo com a seletividade do filtro com frequência de corte em

55Hz. A atenuação mais presente se percebe a partir de 50Hz (limite inicial da banda de transição). Ao final do processo de filtragem tem-se duas matrizes de saída: a primeira com os dados originais do sinal e a segunda com os resultantes da filtragem. As duas carregam 3 colunas associando as componentes frequências com sua respectiva amplitude e potência sendo divididas para cálculo da atenuação conforme sua banda de passagem, transição e rejeição. Acumulando a potência de cada banda chega-se ao resultado de atenuação em dB. A Figura 5 apresenta os resultados de atenuação das bandas de frequência por função janela.

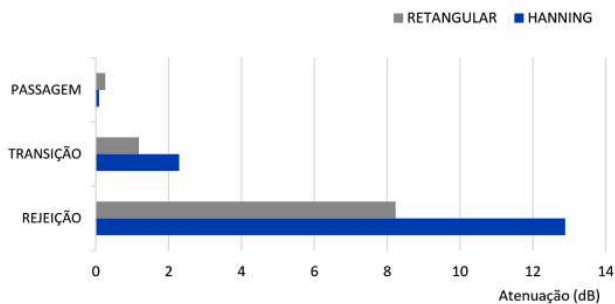


Fig. 5 – Atenuação das bandas por função janela

Apesar da alta ordem do filtro com janela de Hann, devido a fixação da largura da banda de transição em 10Hz, o mesmo apresenta melhores resultados quando comparado à aplicação da função Retangular, com atenuação superior a 12dB na banda de rejeição que é reflexo da sua melhor taxa de decaimento pelos lóbulos secundários. Nesse trabalho optou-se então pela utilização do método do janelamento com o uso da função janela de Hanning. Os parâmetros de filtrações usados foram: tipo do filtro: passa-baixas FIR; função janela: Hanning (ou Hann); ordem do filtro: 62 e banda de transição: 10Hz – de 50Hz até 60Hz.

B. Canais Analisados

Conforme mencionado anteriormente, a atividade cerebral foi registrada empregando os eletrodos nas posições O2 (occipital direito) e F4 (frontal direito), ambas destacadas em vermelho na Figura 3 tendo as posições A1 e A2 como referência. Os resultados para o canal O2 (occipital direito), caracterizado clinicamente, em especial, pelo ritmo alfa (componentes frequenciais entre 7,5 e 12,5 Hertz), bem como para o canal F4, com maior presença do ritmo beta (componentes frequenciais de 12,5 a 30 Hertz) estão divididos em: quantificador PCP e coeficiente de variação (CV) da potência para os casos com ou sem aplicação do filtro.

C. Canal O2

Neste canal o quantificador PCP indica a dominância do ritmo alfa e a distribuição da potência no espectro traduzido em ritmos antes e depois da filtragem. A Tabela 3 condensa os cálculos de PCP (Porcentagem de Contribuição de Potência) para as duas faixas etárias em questão antes de depois do processo de filtragem. A média (MD) e o desvio padrão (DP) foram calculados com base nos dados percentuais do PCP de cada uma das 5 amostras. Portanto, para “13,58 ± 7,59” lê-se: “a contribuição média deste ritmo para a potência total é de

13,58% com desvio padrão de 7,59%”. O dado de CV (coeficiente de variação) reflete a medida relativa de variabilidade com base na média e no seu desvio padrão. Vide Tabela 3 com atenção para o PCP do ritmo alfa e do ritmo gama antes e depois da filtragem. Reparemos que a participação do ritmo gama após a filtragem é distribuída, em maior volume, para o ritmo alfa. Os dados da Tabela 3 são apresentados de forma gráfica na Figura 6 em que SF se refere ao sinal sem filtro e CF ao sinal após o processo de filtragem.

TABELA 3 - VALORES DE PCP POR RITMO CEREBRAL – CANAL O2

	Sem filtro									
	DELTA		TETA		ALFA		BETA		GAMA	
	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV
ADULTO	13,58 ± 7,59	47,43	6,17 ± 2,23	41,09	60,60 ± 10,83	43,13	13,12 ± 3,65	19,56	6,52 ± 2,31	39,28
	Com filtro									
	DELTA		TETA		ALFA		BETA		GAMA	
	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV
ADULTO	14,47 ± 8,16	47,43	6,34 ± 2,57	44,85	64,48 ± 11,40	43,13	13,93 ± 3,70	19,56	0,78 ± 0,22	16,59

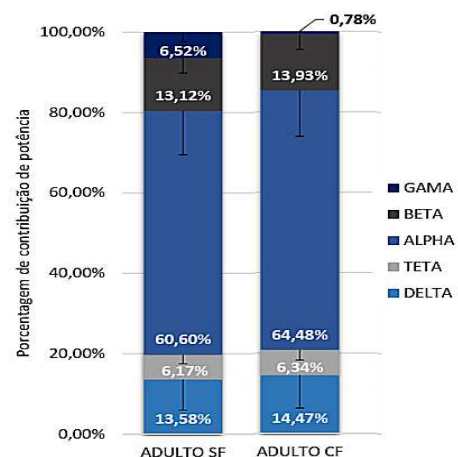
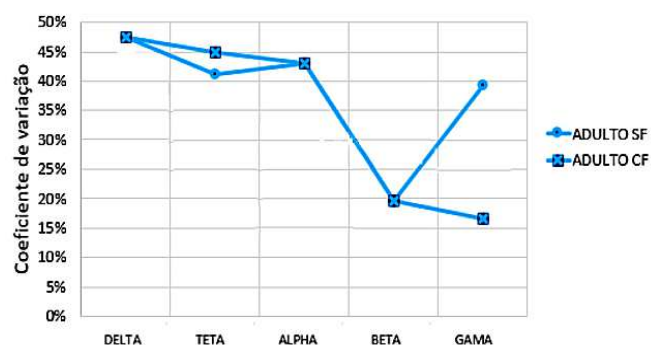


Fig. 6 - Valores para o quantificador PCP - Canal O2

Como comentado anteriormente, verifica-se após o processo de filtragem a atenuação e minimização do impacto das ondas Gama (acima de 30Hz) sobre o sinal, resultando no



aumento da participação dos demais ritmos, visivelmente no Alfa. Além da notória participação do ritmo alfa, como esperado, acima de 60%. A Figura 7 apresenta o coeficiente de variabilidade (CV) do PCP por ritmo cerebral – Canal O2.

Fig. 7 – CV da potência por ritmo cerebral - canal O2

A Figura 8 apresenta um espectro em amplitude média para as amostras. Em outras palavras, para cada componente de

frequência foi calculada uma amplitude média com base nas 5 amostras. Nota-se no ritmo alfa três componentes em maior destaque com 186,157 e 125 microvolts.

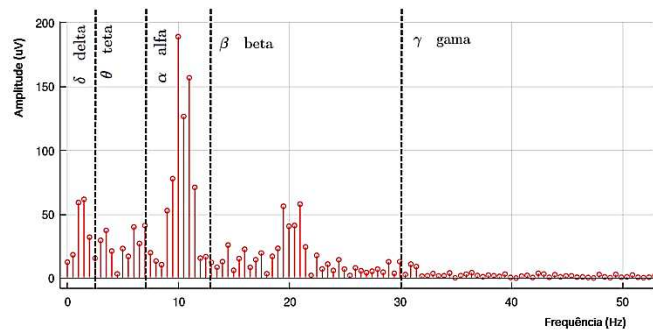


Fig. 8 – Variação da potência por ritmo cerebral – Canal O2

D. Canal F4

As mesmas análises foram realizadas para o canal F4. Observa-se a dominância do ritmo delta e alfa neste canal e a distribuição da potência no espectro traduzido em ritmos antes e depois da filtragem. A Tabela 4 sumariza os cálculos de PCP (Porcentagem de Contribuição de Potência) antes e depois do processo de filtragem. A média (MD), o desvio padrão (DP) e o coeficiente de variação foram calculados conforme explanado para o canal O2.

TABELA 4 – VALORES DE PCP POR RITMO CEREbral – CANAL F4

	Sem filtro									
	DELTA		TETA		ALFA		BETA		GAMA	
	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV
JOVEM	42,32 ± 21,13	82,52	6,90 ± 3,37	41,73	40,85 ± 16,13	26,65	7,27 ± 2,13	15,58	2,65 ± 0,67	27,63
	Com filtro									
	DELTA		TETA		ALFA		BETA		GAMA	
	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV	MD ± DP	CV
JOVEM	43,04 ± 21,28	82,52	7,06 ± 3,50	41,73	41,76 ± 16,80	26,65	7,42 ± 2,18	15,58	0,72 ± 0,39	58,90

Os dados da Tabela 4 são apresentados de forma gráfica na Figura 9 em que SF se refere ao sinal sem filtro e CF ao sinal após o processo de filtragem.

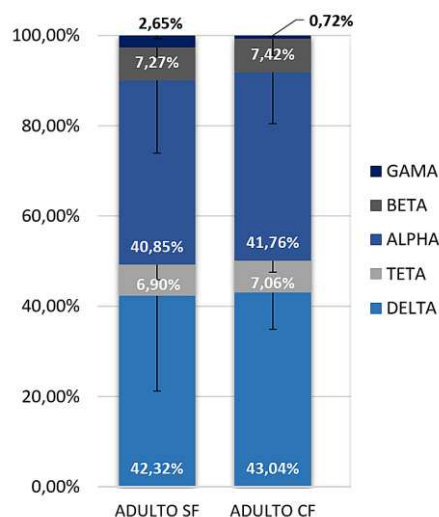


Fig. 9 – Valores para o quantificador PCP - Canal F4

Diferente dos resultados de CV do canal O2, os cálculos de dispersão relativa das amostras quanto ao seu valor médio, para o canal desta seção, apresentam linearidade (para antes e depois do filtro), conforme pode ser observado na Figura 10.



Fig. 10 – CV da potência por ritmo cerebral - canal F4

Como apresentado para o canal O2, a Figura 11 mostra o espectro em amplitude média em que se calculou uma amplitude média com base nas 5 amostras e suas componentes de frequência para o caso do canal F4.

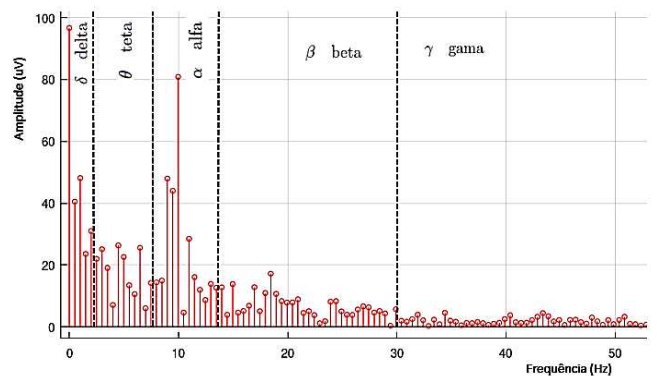


Fig. 11 – Variação da potência por ritmo cerebral – Canal F4

V. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Sinais de EEG dos canais O2 e F4 de um jovem adulto foram analisados, quanto a Porcentagem de Contribuição de Potência e seu coeficiente de variação, com sucesso através do uso de técnicas de processamento digital de sinais. A aplicação do filtro FIR embasou-se na estratégia de fixação da largura da banda de transição (em 10Hz); pensada em razão da estreita faixa de atuação dos sinais de EEG e divisão dos seus ritmos. Com isso resultou-se em uma ordem mais alta de filtro com janela de Hann do que com a função retangular. O impacto da janela de Hanning sobre a faixa de rejeição, atenuando 12dB nesta banda, mostrou-se adequado.

A elaboração de um processo da análise de sinais digitais de atividade cerebral obtidos através da técnica de eletroencefalografia mostrou-se bastante promissor como primeiro passo para o desenvolvimento futuro de métodos e processos automáticos que possam apoiar a comunidade médica na realização de diagnósticos neurológicos com maior rapidez.

AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer ao Eng. Paulo Danilo Farina Junior sócio gerente da EMSA Equipamentos Médicos Ltda. pelo apoio na extração dos dados do equipamento de registro do EEG. O coautor Amilton da Costa Lamas gostaria de agradecer o apoio recebido da Pró-Reitoria de Extensão e Assuntos Comunitários da PUC-Campinas.

CONFORMIDADE COM AS NORMAS ÉTICAS

O autor Lucas Correa de Souza consente o uso e divulgação dos resultados das medidas de eletroencefalografia. Todos os procedimentos realizados em estudos envolvendo participantes humanos foram em de acordo com os padrões éticos do comitê de pesquisa institucional e / ou nacional e com a declaração de Helsinque de 1964 e suas emendas posteriores ou padrões éticos comparáveis.

REFERÊNCIAS

- [1] Guyton, Arthur C. Tratado de Fisiologia Médica. 10ª ed. Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan S.A., 2002.
- [2] Montenegro, M. A. Et al. EEG – na Prática Clínica. 2. Ed. [s.l.] Revinter, 2011.
- [3] Zangerolame, Fernanda Maria. Monitoramento analógico e digital de sinais elétricos cerebrais. 2009. Dissertação PósGraduação em Tecnologia. Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, CEFET/RJ. Rio de Janeiro, 2009.
- [4] Sömme, L.; Laguna, P., “Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications”, Academic Press Series in Biomedical Engineering, Elsevier, Amsterdam, 2005.
- [5] Brouwer, Anne-Marie. Estimating workload using EEG spectral power and ERPs in the n-back task. J. Neural Eng. 9 (2012) 045008 (14pp). IOP Publishing
- [6] SBNC, Recomendação de SBNC para Localização de Eletrodos e Montagens de EEG Sociedade Brasileira de Neurofisiologia Clínica,, SBNC 2017, disponível em: <https://sbnc.org.br/consensos-e-recomendacoes/>
- [7] Freeman, Walter, Quiroga, Rodrigo Quian - Imaging Brain Function With EEG: Advanced Temporal and Spatial Analysis of Electroencephalographic Signals, Springer Ed. Springer; 2013.