HEINAR AUGUSTO WEIDERPASS

Tratamento e análise de sinais
neurológicos visuais
com *wavelets*

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do título
de Doutor em Ciências

Área de concentração: Patologia
Orientador: Prof. Dr. Marcelo Nascimento Burattini

São Paulo

2008

HEINAR AUGUSTO WEIDERPASS

Tratamento e análise de sinais
neurológicos visuais
com *wavelets*

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do título
de Doutor em Ciências

Área de concentração: Patologia
Orientador: Prof. Dr. Marcelo Nascimento Burattini

São Paulo

2008

... a nossa suficiência vem de Deus ...

II Cor. 3:5

À mamãe Deni e à minha querida irmã Isabel: este passo não seria possível
sem a ajuda de vocês ...

Agradecimentos

Ao prof. Marcelo Nascimento Burattini, pelo apoio e pela confiança depositada.

Aos amicíssimos Jorge e Sandra Yamamoto: verdadeiros incentivadores de minha vida acadêmica.

Às professoras Solange Rios Salomão e Adriana Berezovsky, pelo inestimável apoio e por terem tão prontamente aberto as portas do Laboratório de Eletrofisiologia Visual Clínica da UNIFESP.

Aos amigos José Pedro de Oliveira e Márcio Antonio Costa, por terem caminhado ao meu lado. À amiga Clarice Pachi, verdadeira consultora para assuntos extraordinários.

Aos amigos Josenilson Pereira, Nívea Nunes e Paula Sacai: meus cicerones na UNIFESP.

Aos professores Koishi Sameshima e Paulo Sérgio Panse Silveira, membros da Banca Examinadora da Qualificação, pelas inúmeras sugestões que foram essenciais para a formatação deste trabalho.

Aos colegas da Fundação Santo André pelo interesse manifesto: serviu de incentivo.

À Fundação Santo André pelo apoio e pelo suporte financeiro.

A todos que direta e indiretamente colaboraram na execução deste trabalho.

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver)*

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2ª edição.

Sumário

Lista de abreviaturas

Resumo

Summary

1	INTRODUÇÃO.....	2
1.1	Considerações iniciais	2
1.2	Potenciais Visuais Evocados	6
1.3	Potenciais Visuais Evocados de Varredura	8
2	OBJETIVO	11
3	MÉTODOS.....	13
3.1	Desenho do estudo.....	13
3.2	Registro do PVE	13
3.3	Estimativa da acuidade visual	17
3.4	Seleção dos dados	19
3.5	Equipamento utilizado	20
3.6	Procedimento Experimental.....	23
3.7	Aquisição do sinal e relação sinal/ruído.....	25
3.8	Filtragem adaptativa	26
3.9	Filtragem adaptativa recursiva.....	29
3.10	Pré-filtragem utilizando-se a transformada wavelet.....	30
4	RESULTADOS	36
4.1	Relação sinal-ruído com dados simulados	37
4.2	Comportamento da fase com dados simulados.....	39
4.3	Relação sinal-ruído com dados reais.....	49
4.4	Comportamento da fase com dados reais	49
4.5	Desempenho dos métodos analisados.....	50
4.6	Achados eletroencefalográficos.....	53
4.6.1	Os três métodos com resultados semelhantes.....	53
4.6.2	Melhor identificação de fase.....	55
4.6.3	Identificação de fase oscilatória	57
4.6.4	Sinal corrompido por artefato de movimento.....	59
4.6.5	Sinal oscilante	61
4.6.6	Maior ganho com o método <i>wavelet denoising</i>	63
5	DISCUSSÃO.....	66
5.1	Continuidade do trabalho.....	68
6	CONCLUSÕES.....	71
7	ANEXOS.....	73
	Anexo A – Transformada de Fourier	73
	Anexo B – Termo de colaboração	75
	Anexo C – Aprovação CAPPesq.....	76
	Anexo D – Energia no sinal	77
	Anexo E – Fases simuladas	78
	Anexo F – Dados reais: relação sinal-ruído	86
	Anexo G – Dados reais: comportamento da fase.....	89
8	REFERÊNCIAS	95

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

LISTA DE ABREVIATURAS

bin – seção ou ponto de teste

CWT – *continuous wavelet transform*

dB – decibel

DFT – *Discrete Fourier Transform* (transformada discreta de Fourier)

EEG – eletroencefalografia ou eletroencefalograma

Hz – Hertz

ISCEV – Sociedade Internacional para Eletrofisiologia da Visão

logMAR – logaritmo do mínimo ângulo de resolução

MAR – ângulo mínimo de resolução (*minimum angle of resolution*)

MEG – magnetoencefalografia

PkSNR – relação sinal-ruído de pico

PVE – potencial visual evocado

PVEV – potencial visual evocado de varredura

RLS – *Recursive Least Squares* (mínimos quadrados recursivo)

SNR – *signal-to-noise ratio* (razão sinal-ruído)

μ V – microVolt

RESUMO

Weiderpass HA. Tratamento e análise de sinais neurológicos visuais com *wavelets* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2008. 112p.

O potencial visual evocado (PVE) é um sinal elétrico de baixa intensidade originado no córtex visual em resposta a uma estimulação visual periódica. O potencial visual evocado de varredura é um procedimento de PVE modificado para medir acuidade visual de grades em pacientes pré-verbais e não-verbais. Este biopotencial está imerso em uma grande quantidade de ruído eletroencefalográfico e artefato relacionado ao movimento. A relação sinal-ruído tem um papel dominante na determinação de erros sistemáticos e estatísticos. O propósito deste estudo é apresentar um método baseado na transformada *wavelet* para filtrar e extrair o potencial evocado visual de varredura. Grades de luminância de onda senoidal moduladas em 6 Hertz foram usadas como estímulo para se determinar os limiares de acuidade. A amplitude e a fase da 2ª. harmônica (12 Hertz) do padrão de resposta foram analisadas usando-se a transformada rápida de Fourier após a filtragem por *wavelet*. O método da transformada wavelet discreta foi usado para decompor o PVE em coeficientes wavelet, determinando-se quais destes representavam uma atividade significativa. Em um passo seguinte somente os coeficientes relevantes foram considerados, zerando-se os demais e reconstruindo-se, assim, o sinal PVE. Isto resultou na filtragem das demais frequências que foram consideradas ruído. Simulações numéricas e análises com dados de PVE humanos mostraram que este método forneceu maior relação sinal-ruído quando comparado com o método clássico dos mínimos quadrados recursivo (RLS) e ainda uma análise de fase mais apropriada.

Descritores: 1.Acuidade visual 2.Potencial evocado P300 3.Córtex visual

SUMMARY

Weiderpass HA. Treatment and analysis of visual neurological signals with wavelets [thesis]. Faculty of Medicine, University of Sao Paulo, SP (Brazil); 2008. 112p.

Visually evoked potential (VEP) is a very small electrical signal originated in the visual cortex in response to periodic visual stimulation. Sweep-VEP is a modified VEP procedure used to measure grating visual acuity in non-verbal and preverbal patients. This biopotential is buried in a large amount of electroencephalographic noise and movement related artifact. The signal-to-noise ratio (SNR) plays a dominant role in determining both systematic and statistic errors. The purpose of this study is to present a method based on wavelet transform technique for filtering and extracting steady-state sweep-VEP. Counter-phase sine-wave luminance gratings modulated at 6 Hertz were used as stimuli to determine sweep-VEP grating acuity thresholds. The amplitude and phase of the second-harmonic (12 Hertz) pattern reversal response were analyzed using the fast Fourier transform after the wavelet filtering. The wavelet transform method was used to decompose the VEP signal into wavelet coefficients by a discrete wavelet analysis to determine which coefficients yield significant activity at the corresponding frequency. In a subsequent step only significant coefficients were considered and the remaining was set to zero allowing a reconstruction of the VEP signal. This procedure resulted in filtering out other frequencies that were considered noise. Numerical simulations and analyses of human VEP data showed that this method has provided higher SNR when compared with the classical recursive least squares (RLS) method. An additional advantage was a more appropriate phase analysis showing more realistic second-harmonic amplitude value during phase brake.

Descriptors: 1.visual acuity 2.Event-related potentials P300 3.Visual cortex

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

1.1 Considerações iniciais

Nos anos 60, Hubel e Wiesel (1962) descobriram que neurônios isolados dentro do córtex visual primário tinham uma seletividade (taxa de disparo aumentada) para bordas orientadas. Porém, os 40 anos de pesquisa que se seguiram, pouco se acrescentou ao conhecimento de como populações destes neurônios trabalham em conjunto para codificar imagens. Particularmente, procura-se saber que tipo de estratégia o cérebro utiliza para interligar as respostas neuronais que ocorrem em áreas diversas e distantes do córtex, gerando uma percepção coerente e significativa. Para responder a esta questão, deve-se estudar o comportamento de grandes populações de neurônios que isoladamente respondem a um estímulo conhecido. Infelizmente os métodos experimentais correntes carecem da habilidade para simultaneamente monitorar grande número de respostas neuronais individuais. Até o momento tem-se construído modelos numa tentativa de simular este comportamento.

Persiste ainda a controvérsia de se o cérebro codifica a informação mediante a taxa de disparo ou se existe uma quantidade significativa de informação codificada também nos padrões dos picos gerados pelos neurônios. Evidências mais recentes obtidas em eletroencefalografia (EEG), magnetoencefalografia (MEG) e em gravações com múltiplos eletrodos mostraram que certos estímulos podem criar atividade oscilatória nas populações neuronais em frequências gama (40-60 Hz). Isso levou à teoria

de que o cérebro usa uma codificação temporal na qual diferentes grupos de neurônios se igualam em fase uns com os outros de acordo com a natureza do estímulo (Field, 1999; Field e Olshausen, 2004).

A principal dificuldade com os sinais biomédicos é sua extrema variabilidade e a necessidade de se analisar caso a caso. Em geral não se conhece a priori qual é a informação pertinente e/ou em que escala está localizada; também costuma ser a divergência do aspecto de um sinal em relação ao normal a informação mais relevante. Como resultado, o problema tende a ser menos definido do que aqueles encontrados na engenharia onde a ênfase é mais em projetar métodos robustos que trabalham na maior parte dos casos do que procedimentos que são ótimos sob condições muito específicas. Outro aspecto dos sinais biomédicos é freqüentemente a combinação de características que são bem localizadas no tempo (picos e transientes em EEG) e no espaço (microcalcificações em mamogramas) e outras que são mais difusas (pequenas oscilações, transições e textura). Isto requer o uso de métodos de análise suficientemente versáteis para manusear eventos que podem estar em extremos opostos em termos de sua localização tempo-freqüência (Aldroubi e Unser, 1996).

A transformada *wavelet* é mais rápida e mais eficiente que o método de Fourier na captura da essência de dados. O nome *wavelet* significa ondaleta ou pequena onda (as senóides utilizadas na análise de Fourier são as grandes ondas) (Liò, 2003).

Em essência *wavelet* é uma oscilação que decai rapidamente, ao contrário das senóides que não decaem, mas oscilam de menos a mais infinito.

Atualmente existe um crescente interesse no uso de *wavelet* na análise de sinais relacionados a seqüências biológicas e biologia molecular (Liò, 2003). Considerem-se ainda os seguintes exemplos biológicos: a audição vincula uma transformada do tempo para a freqüência seguindo-se de atividade de células ciliadas na cóclea e de neurônios no córtex auditivo (Schreiner et al., 2000); na visão os cones receptores de vermelho, verde e azul da retina passam essas informações para o córtex visual onde a composição das cores ocorre (Nijhawan, 1997). Muitos pesquisadores sentem que é necessário usar mais estatística em bioinformática (Liò, 2003).

Um recente estudo sobre a dinâmica do sarampo demonstrou como o uso de *wavelet* tem um considerável potencial como ferramenta para análise de séries temporais ecológicas e análises espaciais (Grenfell et al., 2001). Em bioinformática, muitos algoritmos para reconhecimento de padrão são baseados em modelos de Markov ocultos ou redes neurais. E é importante mencionar que existem algoritmos para remoção de ruído com wavelet baseado nesses modelos de Markov (disponível em: <http://www-dsp.rice.edu/publications>).

Diversos autores mostraram que usar *wavelet* é muito útil na detecção de padrões em seqüências de DNA (Arneodo et al., 1996, 1998), (Dodin et al., 2000), (Audit et al., 2001, 2002).

Liò e Vannucci (2000a, 2000b) mostraram que a decomposição da variância usando *wavelet* em seqüências genômicas de bactérias codificadas com G,C=1 e A,T=0 (ou -1) podem revelar a localização de ilhas de patogenicidade.

Wavelet também tem sido utilizada na investigação de estrutura de proteínas: evolução da seqüência primária (Morozov et al., 2000; Rzhetsky e Morozov, 2001), determinação da estrutura secundária (Liò e Vannucci, 2000a) e terciária (Mandell et al., 1997; Mandell et al., 1998); Hirakawa et al., 1999; Murray et al., 2002). A análise de tecido e da textura da superfície de células utilizando técnicas com *wavelet* permite a caracterização de câncer pulmonar invasivo e outras patologias (Li et al., 2001).

Um importante passo na análise de ECG é a detecção do complexo QRS. Apesar de haverem muitos algoritmos disponíveis, existe uma proposta do uso de *wavelet* que provê um excelente desempenho (Li et al., 1995). Existe grande potencial na extração de características para discriminar entre padrões cardíacos normais e anormais (Senhadji et al., 1995). Pode ser aplicada na detecção de potenciais tardios ventriculares (Tuteur, 1989; Khadra et al., 1993; Dickhaus et al., 1994; Meste et al., 1994).

Uma das primeiras aplicações de *wavelet* nas imagens médicas foi para a redução de ruído em imagens de Ressonância Magnética (Weaver et al., 1991). Também as propriedades de multiresolução de *wavelet* podem ser usadas com vantagem na aquisição rápida de seqüências de imagens. Olson et al. (1993) propuseram que a aquisição das imagens fosse feita em diferentes escalas e em diferentes taxas. Imagens neurológicas funcionais

são extremamente ruidosas e variáveis e sua interpretação requer uso de métodos de análise estatísticos. As várias imagens geradas devem ser comparadas pixel a pixel. A melhor solução é quando se fazem os testes no domínio de *wavelet* (Ruttimann et al., 1993; Rio et al., 1994; Unser et al., 1995).

Field e Olshausen (2004) apresentaram alguns paralelos interessantes entre o sistema visual humano e *wavelet*: basearam suas análises no fato que o cérebro representa imagens de uma forma esparsa em um número relativamente pequeno de neurônios ativos, enquanto *wavelet* tem a habilidade de representar dados de forma esparsa usando um pequeno conjunto de coeficientes. Eles também mostraram que algoritmos de redes neuronais baseados no princípio de codificação esparsa, quando treinados com conjuntos de imagens naturais, desenvolvem campos receptores que serão localizados, orientados e sensíveis a uma faixa restrita (“filtro passa-banda”). Isto é muito semelhante às propriedades encontradas em campos receptivos de neurônios no córtex visual primário.

1.2 Potenciais Visuais Evocados

Adrian e Matthews (1934)¹ citado por Dantas et al. (1995) utilizando eletrodos fixados ao escalpo, na região occipital, e fazendo estimulação visual com “flashes” luminosos repetidos, detectaram respostas a que denominaram de ondas de potencial do córtex.

¹ Adrian ED, Matthews BHC. The interpretation of potential waves in the cortex. *J Physiol* (London). 1934; 81:440-71.

O potencial visual evocado (PVE) é uma parte da atividade do córtex visual em resposta a uma informação visual, passando pelo sistema óptico do olho e sendo processada pela retina, especificamente na mácula e pela via genículo-estriada. Pode ser registrado no escalpo usando-se técnicas padronizadas de eletroencefalografia (Harding et al., 1996).

Quando existe uma resposta evocada, significa que a via visual processou a informação do estímulo até o ponto no sistema visual onde a resposta é gerada (Norcia e Tyler, 1985).

Três tipos de estímulo são comumente usados: flash de luz, padrão reverso e padrão on-off. No flash de luz um fotoestimulador é utilizado e seu uso requer colaboração mínima do paciente. O flash deve ter uma duração máxima de 5 milissegundos. Deve produzir um flash difuso cuja luminância se aproxime de $3 \text{ cdm}^{-2}\text{s}$ (candela por metro quadrado-segundo). No padrão reverso, o estímulo consiste de um padrão semelhante a um tabuleiro de xadrez preto e branco ou grades com listras brancas e pretas de alto contraste que se alternam abruptamente. Geralmente é requerido igual número de elementos pretos e brancos. O campo visual estimulado deve ser superior a 15° . Por último, no padrão on-off, um padrão é abruptamente trocado com um fundo difuso de luminância constante. Não deve haver mudança na luminância média com o aparecimento e desaparecimento do padrão projetado. Recomenda-se que as seqüências de padrões de 200 milissegundos de duração sejam separadas por pelo menos 400 milissegundos de um fundo difuso (Harding et al., 1996). Os PVEs por

padrões têm sido usados para estimar os limiares temporais e espaciais e apresentam uma relação bastante próxima com os valores determinados psicofisicamente (Sokol, 1978; Moskowitz e Sokol, 1980). Pelo fato dos PVEs representarem uma resposta neural, prescindindo de uma resposta verbal ou motora, tem-se uma vantagem aparente deste método sobre as medidas obtidas comportalmente, já que não existem limites de idade e é suficiente um mínimo de colaboração para a realização do exame.

1.3 Potenciais Visuais Evocados de Varredura

Embora os PVEs sejam usados na medida de acuidade visual, a grande dificuldade é a extensão do tempo necessário para adquirir um número suficiente de respostas para produzir medidas dignas de confiança.

Recentemente, a atenção tem sido dada aos potenciais visuais evocados de varredura (PVEVs) de frequência espacial. Nesta técnica, o tamanho, isto é, a largura do estímulo padrão (grades de onda quadrada ou senoidal) é “varrido” de tamanhos grandes (menor frequência espacial) a pequenos (maior frequência espacial). O estímulo é apresentado numa certa frequência temporal (usualmente entre 5 e 10 Hz) em uma amplitude que se estende sobre a acuidade limite, propiciando uma rápida medida do limiar sensorial e necessitando de menor cooperação do que qualquer outro teste de visão (Norcia e Tyler, 1985).

Alterações destas respostas refletem lesão ou disfunção das vias visuais. Clinicamente, os PVEs são registrados a partir de eletrodos colocados no couro cabeludo sobre o lobo occipital e podem ser usados como teste de função visual para avaliação da acuidade visual e não dependem da resposta verbal do indivíduo testado (Sokol, 1978).

Os PVEVs têm sido utilizados para a medida da acuidade visual monocular em recém-nascidos a termo e lactentes e também em prematuros para avaliação da acuidade binocular (Sokol, 1978; Norcia e Tyler, 1985).

Estudos realizados indicam que os PVEVs podem fornecer estimativas da acuidade visual que se correlacionam com a acuidade de optotipos e aos achados clínicos de crianças normais. São utilizados em avaliações de crianças com alterações visuais como estrabismo, ambliopia, afacia, albinismo, catarata, blefarose, nistagmo, problemas metabólicos congênitos, desordens visuais tóxicas, retinopatia da prematuridade, colobomas retinianos, glaucoma e atrofia de nervo óptico, assim como em crianças portadoras de alterações neurológicas como retardamento, hidrocefalia e microcefalia entre outros (Gottlob et al., 1990; Jampolsky et al., 1994; Cibis e Fitzgerald, 1995; Katsumi et al., 1996; Birch et al., 1998; Till et al., 2003; Costa et al., 2004). Também têm sido utilizados como importante medida do desenvolvimento cerebral em estudos nutricionais durante o primeiro ano de vida. (Hoffman et al., 2003).

OBJETIVO

2 OBJETIVO

O propósito do presente estudo é usar um método baseado na transformada wavelet para a extração dos PVEVs de fundos eletroencefalográficos de característica ruidosa. O sinal coletado estará sempre sujeito a presença de artefatos, isto é, sinais de origem não-cerebral tidos como ruído; exemplos são: batimentos cardíacos, movimentos dos olhos, língua, face ou músculos do pescoço, cabos mal conectados, mudanças na condutância da pele. A obtenção de PVEV é um procedimento bastante complexo, dependente da cooperação do paciente; apesar da exigência deste tempo de cooperação ser relativamente curto para este tipo de exame, sem que ele ocorra, nada será possível. E deverá ser feito em poucas tentativas, pois quando se prolonga tende a ser cansativo mascarando o real resultado. A literatura menciona que uma abordagem muito promissora é o uso da transformada wavelet para remoção de ruído. Assim se espera que com a “limpeza” do sinal, o número de aquisições possa vir a ser sensivelmente reduzido, colaborando para a consecução de exames rápidos e precisos.

MÉTODOS

3 MÉTODOS

3.1 Desenho do estudo

Foi feito um estudo experimental, retrospectivo com dados retirados do banco de dados de Potenciais Evocados Visuais do Laboratório de Eletrofisiologia Visual Clínica da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP – Escola Paulista de Medicina) (Anexo B). O protocolo estudado teve aprovação da Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa (CAPPesq) da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP) (Anexo C).

3.2 Registro do PVE

Muitas funções do corpo humano envolvem mediação por sinais elétricos. No sistema visual, uma série de potenciais elétricos é gerada nas células ganglionares da retina quando a luz incide nos fotorreceptores. Os potenciais são propagados ao longo do nervo óptico, quiasma, tratos ópticos e radiações ópticas, em direção ao córtex visual. A atividade elétrica surgindo em resposta ao estímulo visual pode ser detectada colocando-se eletrodos em pontos estratégicos na parte anterior do olho e também no escalpo, sobre o córtex occipital. Esta é uma técnica extremamente objetiva, não requerendo nenhuma ação ou resposta subjetiva do observador, apenas olhar para o estímulo visual. O estímulo é variável no tempo, de tal forma que os sinais elétricos devem ser gerados regularmente em resposta a cada variação. Clinicamente, o potencial visual evocado oferece uma estimativa da função visual e é amplamente usada para a estimativa da acuidade visual

de indivíduos não-verbais ou pré-verbais (bebês, crianças, crianças com necessidades especiais e adultos desprovidos de comunicação verbal). A natureza objetiva do PVE minimiza a possibilidade de uma dependência de um nível de motivação do paciente. Diferentes tipos de aquisições de PVE são utilizados e cada um tem suas vantagens e desvantagens na estimativa da visão (Costa et al., 2004).

Aqui, o foco está no potencial visual evocado de varredura (PVEV) que oferece uma forma particularmente rápida de estimar limiares de acuidade visual, de tal forma que é especialmente útil para estimar acuidade visual de bebês e crianças. O registro do PVE é feito com eletrodos de cúpula de ouro preenchidos com gel condutor e colocados sobre o couro cabeludo após limpeza prévia da pele. Este método envolve a apresentação de uma série de estímulos constituídos de grades (listras) que se revertem em contraste a uma frequência temporal de 6 Hz (12 reversões por segundo) e são “varridas” em listras inicialmente largas (baixa frequência espacial) até listras mais finas (alta frequência espacial) durante um período de 10 segundos (Figura 1).

Figura 1. Diagrama do equipamento usado para obter/gravar/analisar o PVEV.

Moskowitz e Sokol (1980) mostraram que a resposta evocada a padrões que se alternam têm valor máximo na faixa entre 10 e 14 reversões por segundo (5 a 7 Hz). Para a análise, a resposta é considerada em seções (“bins”) que correspondem a períodos de tempo em que a frequência é mantida constante em certos níveis. A análise fornece informação acerca da resposta em cada nível de estímulo. Para a medição da acuidade, tipicamente são utilizadas 10 frequências espaciais, apresentadas durante um teste (“trial”) de 10 segundos de duração. Uma vez que a amplitude tenha sido determinada por uma transformada de Fourier (detalhes podem ser vistos no anexo A) de cada uma das 10 seções, estes valores são plotados em um gráfico de amplitude versus frequência espacial. A amplitude do PVE diminui com o aumento da frequência espacial, tal que uma linha reta é ajustada ao conjunto de pontos. Uma extrapolação ao ponto de amplitude zero permite a determinação do limiar de acuidade (“threshold”)(Norcia e Tyler, 1985a). Neste ponto o sistema visual não está mais respondendo ao estímulo fornecido, nem mesmo a um nível de ruído (Figura 2). Aqui o termo ruído é aplicado a uma atividade neural, mas não correlacionada ao estímulo visual. A amplitude, ou tamanho, do PVE é medido em micro volts (μV) e fornece uma indicação da magnitude da atividade neural em resposta a dado estímulo visual. À medida que um número maior de neurônios são excitados, a resposta resultante torna-se maior em amplitude. A fase da resposta, medida em graus, indica o tempo entre a apresentação do estímulo e o surgimento da resposta evocada (Peli et al., 1988).

Figura 2. Exemplo de uma medição de acuidade visual. As linhas sólidas indicam a amplitude (painel superior) e a fase (painel inferior) do PVE. Os círculos abertos indicam o nível de ruído. A intersecção do eixo de frequência espacial com a linha pontilhada de regressão indica o limiar, “threshold”, da acuidade estimada.

O PVE é, acima de tudo, um pequeno sinal contaminado por uma grande quantidade de ruído eletroencefalográfico e artefatos relacionados ao movimento da cabeça. A relação sinal-ruído, SNR ou “signal-to-noise ratio”, tem um papel dominante na determinação dos erros de medida sistemáticos e estatísticos (Peli et al., 1988). O uso do método da extrapolação assume que existe uma relação linear entre a intensidade do estímulo e a magnitude da resposta e que possa ser medida com certa precisão. À medida que a relação SNR diminui, a função estímulo/resposta torna-se distorcida pelo ruído. Na prática, o espectro de Fourier estimado para cada ponto de teste (“bin”) é a soma do PVE e o ruído de fundo eletroencefalográfico. O problema da relação sinal-ruído torna-se crítica na vizinhança do ponto de “threshold”, pois nesta situação a amplitude do ruído de fundo eletroencefalográfico é muito maior que o PVE (Tang e Norcia, 1993). A Figura 3 mostra o espectro do sinal eletroencefalográfico (de um voluntário

adulto normal) com os olhos fechados. Nesta situação são gerados altos níveis de ondas alfa (8-12 Hz). Os ritmos alfa aparecem espontaneamente em indivíduos normais durante a vigília, sob um estado relaxado e em condição de inatividade mental. Eles podem ser melhor identificados com os olhos fechados e são mais pronunciados na região occipital.

Figura 3. Espectro do EEG (obtido de um voluntário adulto normal). Altos níveis de ondas alfa: grande magnitude na faixa de frequência de 8 a 12 Hz e que decresce em amplitude na direção de frequências mais altas (Malmivuo e Plonsey, 1995).

3.3 Estimativa da acuidade visual

Pelo método dos PVEVs avalia-se a acuidade visual de resolução, ou seja, a capacidade de se julgar corretamente a menor distância entre dois estímulos separados. O menor limite de resolução em um adulto normal (ângulo mínimo de resolução – MAR) está entre 30 segundos e 1 minuto de arco.

Os graus de acuidade visual podem ser especificados por várias maneiras: MAR, acuidade de Snellen (recíproco do MAR) e o logaritmo da fração de Snellen (Hart, 1992). A acuidade visual mínima de resolução é obtida transformando-se o valor do limiar expresso em ciclos por grau (cpd)

no logaritmo da acuidade mínima de resolução. Grades senoidais e quadradas podem ser definidas em termos de sua frequência espacial, medida pelo número de ciclos da grade dentro de um grau de ângulo visual. Assim, um ângulo de resolução de 1 grau de arco corresponde a uma frequência espacial de 30 ciclos por grau de ângulo visual (1 ciclo = 2 minutos de arco = 30 ciclos por grau)(Figura 4).

Figura 4. Acuidade visual: definição de unidade de mensuração.

Logo, a acuidade crescentemente melhor é representada por valores progressivamente menores do mínimo ângulo de resolução, mas por frequências espaciais maiores (Salomão, 2007).

A acuidade visual mínima de resolução é obtida transformando-se o valor do limiar, expresso em ciclos/grau (cpd), no logaritmo da acuidade mínima de resolução (MAR):

$$\log MAR = \log_{10}(30 / threshold)$$

onde $\log MAR$ é o logaritmo da acuidade mínima de resolução; 30 é o número de ciclos em um grau de visão; $threshold$ é o limiar obtido pelo PVEV expresso em ciclos/grau.

Quando se deseja obter o valor em Snellen (teste padrão de medida da acuidade visual) calcula-se:

$$SnI = 10^{\log MAR} \times 20$$

onde SnI será o valor do denominador da notação de Snellen; $10^{\log MAR}$ é o anti-logaritmo da acuidade de resolução; 20 é a distância em pés entre o estímulo e o sujeito. Uma acuidade normal para um adulto no teste de Snellen é expresso pelo valor de 20/20, o que é equivalente a um limiar de resolução espacial de 1 minuto de arco e a zero $\log MAR$.

Unidade em oitavas das medidas são convencionalmente usadas para se fazer comparações entre os níveis de acuidade em log. Uma diferença de uma oitava corresponde ao dobro ou à metade do tamanho do padrão (por exemplo, existe uma oitava de diferença entre os valores de 20/20 e 20/40) (Costa, 2001).

3.4 Seleção dos dados

Os dados foram originados de 18 indivíduos com idade variando de 37 semanas a 8,4 anos (média de 2,9 anos e desvio-padrão de 2,0 anos) dos quais um tinha visão normal e os demais apresentavam anomalias. A Tabela 1 fornece os dados relativos aos indivíduos mencionados acima.

Foram escolhidos apenas os exames realizados com ambas as opções permitidas pelo equipamento ativas, isto é, o método padrão que se utiliza da transformada de Fourier e o método da filtragem adaptativa.

Tabela 1. Dados dos sujeitos participantes do estudo.

Identificação	idade	patologias
PVE2703	37,0 semanas	catarata congênita
PVE2689	40,3 semanas	apraxia motora ocular
PVE2729	43,1 semanas	prematureo, endotropia
PVE2676	74,9 semanas	catarata congênita
PVE2706	82,1 semanas	retinopatia da prematuridade, grau II
PVE2731	82,6 semanas	endotropia
PVE2751	89,6 semanas	nistagmo
PVE2702	103,0 semanas	endotropia de acomodação
PVE2714	2,2 anos	normal
PVE2742	2,8 anos	síndrome de WEST
PVE2734	2,8 anos	má formação do corpo caloso
PVE2716	3,0 anos	Paresia, hidrocefalia
PVE1604	3,8 anos	retinopatia da prematuridade, grau IV
PVE2664	4,0 anos	endotropia
PVE2726	4,7 anos	síndrome de WEST
PVE2753	5,4 anos	endotropia de acomodação
PVE2675	5,7 anos	retardo psico motor
PVE2669	8,4 anos	anisometropia

3.5 Equipamento utilizado

Os equipamentos (Figura 5) para a obtenção/gravação/análise dos PVEVs eram constituídos por 2 micro-computadores Power Macintosh G3, 233 MHz de clock, 64 Mbytes de memória, sistema operacional Mac OS 9, um controlando as grades verticais de onda quadrada e o outro executando o software PowerDiva (Norcia e Tyler, 1985a,b; Norcia et al., 1988; Tang e Norcia, 1993, 1995a,b) que foi desenvolvido no Instituto Smith-Kettlewell, Califórnia (EUA). Ele foi utilizado para gerar e controlar estímulos de grades e para analisar potenciais visuais evocados de varredura. Os dados

analisados podem ser apresentados na forma de dados brutos (sinal de eletroencefalograma) e gráficos de acuidade visual.

O potencial visual evocado foi amplificado por um amplificador específico (Figura 6) para eletroencefalograma, Neurodata Acquisition System model 12D-8-23 da Grass Instruments Co. Para todos os indivíduos avaliados, utilizou-se um ganho de 10.000 vezes com filtragem na faixa de 1 a 100 Hz, corte em - 3 decibéis (dB). Aos dados aplicou-se a transformada discreta de Fourier, medindo-se a magnitude e fase da 2ª. harmônica (12 Hz).

Figura 5. Na parte central da foto, os dois computadores Macintosh: o de cima executa o software PowerDiva e o de baixo é encarregado de controlar as grades que são projetadas.

Figura 6. Detalhe do amplificador Neurodata Acquisition System.

Grades verticais de onda quadrada a uma frequência de 6 Hz (Figura 7) foram apresentadas num monitor de vídeo monocromático de 19 polegadas, fósforo P4 e taxa de atualização de 60 Hz. A distância dos indivíduos em relação ao monitor variou de 30 a 150 cm. As grades foram criadas por um gerador de funções cuja saída foi mixada com sinais de sincronização de vídeo. A frequência espacial das grades verticais foi incrementada linearmente cada 1 segundo durante os 10 segundos de varredura e mantidos em 10 igualmente espaçados pontos (“bins”).

Figura 7. Grades verticais projetadas no monitor com frequência temporal de 6 Hz.

A luminância média foi mantida em 142 cd/m^2 (candelas por metro quadrado). A amplitude da varredura podia ser selecionada pelo experimentador com valores que cobrissem a amplitude da acuidade do sujeito a ser testado, com valor inicial e final variando entre 0,1 e 30 ciclos por grau, de acordo com a idade e condição de cada sujeito. Cada teste foi precedido da apresentação da grade em reversão na menor frequência

espacial de varredura por 1 segundo, permitindo ao sistema visual se adaptar antes da varredura iniciar. Em geral de 3 a 12 repetições (em casos extremos chegando a 19 tentativas) da varredura foram necessárias para cada olho para se poder obter uma média de 3 a 4 varreduras. Um algoritmo realiza uma regressão linear e extrapola para a amplitude zero da função que relaciona a amplitude do potencial visual evocado do segundo harmônico à frequência espacial da grade apresentada. O sinal eletroencefalográfico derivado de 2 pares de eletrodos bipolares foi amplificado e digitalizado a uma frequência de 300 Hz.

3.6 Procedimento Experimental

Os bebês e as crianças menores ficaram sentados no colo de um de seus pais ou acompanhantes e permaneciam à distância que variou de 30 a 150 cm do monitor, conforme a idade e a condição de cada um. As respostas monoculares foram obtidas de eletrodos (Figura 8) de eletroencefalograma (Grass Gold Disc Electrodes – F-E5GH) posicionados no couro cabeludo recobertos com pequenos chumaços de algodão (Figura 9). Utilizou-se, também, uma faixa elástica (3M Coban Self-Adherent Wrap 1581) para melhor fixação dos eletrodos. Utilizam-se para os olhos oclusores oftalmológicos antialérgicos de marcas comerciais (Oftan, AMP – Brasil). Os PVEs foram obtidos a partir de dois eletrodos bipolares (O1 e O2), colocados entre 2 e 3 cm à esquerda e à direita do eletrodo de referência comum (Oz),

este colocado entre 1 e 2 cm acima do ínion, na linha mediana. O eletrodo terra foi colocado entre 2 e 3 cm acima do eletrodo de referência seguindo os padrões sugeridos pela Sociedade Internacional para Eletrofisiologia da Visão (ISCEV, 1995).

Figura 8. Detalhe dos eletrodos Gold Disc Grass F-E5GH.

Figura 9. Detalhe da colocação dos eletrodos, recobertos por algodão, e da fita elástica.

A atenção das crianças para o monitor era conseguida com a utilização de pequenos brinquedos, colocados a poucos centímetros do

monitor durante os 10 segundos de duração da aquisição. Caso a criança desviasse o olhar do monitor ou se uma atividade motora importante fosse observada, o experimentador podia pausar ou mesmo cancelar a aquisição até conseguir a fixação do olhar novamente (Norcia e Tyler, 1985a,b; Peli et al., 1988; Tang e Norcia 1995a,b; Bach e Meigen, 1999; Herrmann et al., 2005).

3.7 Aquisição do sinal e relação sinal/ruído

Do sinal adquirido durante os 10 segundos foram derivadas 10 medidas de amplitude e fase. A amplitude e fase referem-se à 2ª. harmônica (12 Hz) e foram obtidas mediante a aplicação da transformada de Fourier. O valor de ruído referente a cada ponto de teste (“bin”) foi obtido fazendo-se a média das duas frequências adjacentes (11 e 13 Hz). Os seguintes critérios são adotados para garantir que o sinal seja representativo do valor de resposta do potencial visual evocado:

- a) a relação entre o sinal (12 Hz) e o ruído (média entre 11 e 13 Hz) deve ser de pelo menos 3:1 nas médias das aquisições e de pelo menos 2:1 nas aquisições individuais; um $SNR = 2$ tem uma significância estatística de $p = 0,12$, enquanto que $SNR = 3$ tem uma significância de $p = 0,04$ (Bach e Meigen, 1999);
- b) a fase da resposta (12 Hz) deve ser constante ou levemente crescente pois a distribuição da fase de um sinal que é apenas ruído é uniformemente distribuída no intervalo de -180° a $+180^\circ$. À medida que o estímulo visual vai se tornando mais difícil de ser

visualizado (à medida que as grades se tornam mais estreitas), o valor da fase vai aumentando, decorrente de maiores latências do sistema visual (Norcia e Tyler, 1985b);

- c) e o uso da estatística T2-circ. T2-circ é um parâmetro estatístico que usa a fase e a amplitude do sinal para determinar quão estatisticamente significativa é a resposta em relação ao ruído. Um valor de T2-circ correspondente a um valor $p = 0,05$ ou menos indica uma resposta significativa (Victor e Mast, 1991). Bach e Meigen (1999) e Meigen e Bach (2000) mostraram a significância estatística relacionada a certa relação sinal-ruído (SNR) quando o ruído estimado é o resultado da média da magnitude dos valores dos dois vizinhos adjacentes (Tabela 2).

Tabela 2. Alguns valores da estatística T2-circ que são usados tipicamente na estimativa da significância da acuidade visual obtida por PVEV.

Relação sinal-ruído (SNR)	<i>Significância</i>
2,00	0,12
2,82	0,05
3,00	0,04
4,55	0,01
8,40	0,001

3.8 Filtragem adaptativa

Outra possibilidade de se extrair a magnitude e fase da 2ª. harmônica do sinal eletroencefalográfico é utilizando-se a filtragem adaptativa, também

disponibilizada no software PowerDiva já anteriormente mencionado. Recebe o nome de RLS, derivado do termo “recursive least squares”. A forma padrão, apenas aplicando a transformada de Fourier no sinal é denominada neste software de DFT (derivado de “discrete Fourier transform”). Os princípios de cancelamento de ruído pelo método adaptativo foram propostos inicialmente por Widrow et al. (1975) e a estrutura básica deste “cancelador” de ruído está ilustrada na Figura 10.

Figura 10. Estrutura básica para cancelamento de ruído usando filtragem adaptativa.

A entrada primária é um sinal corrompido por um ruído não correlacionado com o sinal. O objetivo do cancelamento de ruído é produzir uma saída a mais próxima possível do sinal original. Para se isto seja obtido, necessita-se de uma segunda entrada, tida como referência. A referência é tradicionalmente composta de ruído; o ruído não é correlacionado com o sinal original, mas é correlacionado de alguma forma com o ruído na entrada

primária. A entrada de referência é filtrada usando-se um filtro adaptativo para produzir uma saída que é subtraída da entrada primária. A resposta do filtro adaptativo é ajustada automaticamente usando-se um algoritmo que minimiza a potência de saída. Conseqüentemente, a saída do filtro adaptativo será uma estimativa do ruído da entrada primária e a saída do cancelador é uma estimativa do sinal original.

Porém, quando se está trabalhando com PVEs é muito difícil se obter uma referência de ruído conveniente. O sinal eletroencefalográfico não é bem correlacionado em torno do escalpo, de forma que é difícil encontrar um ponto de referência de ruído que tenha simultaneamente uma boa correlação com o ruído propriamente e esteja contribuindo pouco para a composição do PVE. Afortunadamente, os PVEs têm a sua frequência de interesse previamente conhecida e assim, uma estratégia alternativa foi desenvolvida (Figura 11) e que usa um sinal sintetizado, ao invés de ruído, como referência de entrada (Bradnam et al., 1992; Bradnam, 1994; Cluckie e Bradnam, 1994).

A entrada primária para o cancelador de ruído é o sinal s , corrompido por um ruído não correlacionado n . O sinal de referência x é um sinal sintético, não correlacionado com o ruído, mas correlacionado de alguma forma com o sinal s . O sinal de saída estimado é então obtido na saída do cancelador de ruído.

Figura 11. Cancelamento de ruído utilizando-se a estrutura modificada para estimar PVEVs.

3.9 Filtragem adaptativa recursiva

A proposta da estrutura modificada recebe o nome de filtragem adaptativa recursiva usando internamente o método dos mínimos quadrados para minorar erros, sendo uma variante do cancelador, recebendo a denominação de RLS (recursive least squares). Sua estrutura está mostrada na Figura 12. O sinal na entrada primária é o PVE imerso em ruído eletroencefalográfico. Como a frequência da 2ª. harmônica é conhecida (12 Hz), duas referências de 12 Hz são fornecidas: um seno e um cosseno. Um filtro adaptativo recursivo de mínimos quadrados é usado para estimar as componentes seno e cosseno presentes no sinal da entrada primária (PVE) pelo ajuste de suas amplitudes buscando minimizar o erro que é dado pela diferença entre o sinal na entrada primária e o sinal resultante da composição ou soma do seno e cosseno de referência (Orfanidis, 1988).

Figura 12. Diagrama do método de filtragem adaptativa (RLS); a entrada primária recebe o PVE imerso no sinal eletroencefalográfico; dois sinais de referência (seno, cosseno) são providos; três saídas são acessíveis: o erro que é minimizando durante o processo e as estimativas de amplitude e fase da harmônica de 12 Hz.

3.10 Pré-filtragem utilizando-se a transformada *wavelet*

A transformada de Fourier decompõe um sinal em senos e cossenos (sinusóides, como são conhecidas), ou seja, numa família de harmônicas. A transformada *wavelet* é similar à transformada de Fourier, mas no lugar de simples sinusóides de duração infinita, tem como unidade fundamental de decomposição um sinal transiente específico retirado de um conjunto de diferentes funções chamadas de *wavelets* ou, mais especificamente, *wavelets* “mãe”. Para a análise de uma dada classe de sinais, uma *wavelet* mãe específica tem que ser escolhida para se ter a melhor aproximação às características do sinal (tais como picos, vales, freqüências). Os componentes de freqüência do sinal podem ser calculados pela

transformação do sinal para o domínio tempo-freqüência usando diferentes versões (dilatadas e deslocadas) da mesma *wavelet* como “filtros” (similarmente à transformada de Fourier). Contrariamente à transformada de Fourier, que não pode ser aplicada a sinais transientes e pode perder informação nos conteúdos de freqüência de cada componente, a transformada *wavelet* é uma ferramenta adequada para extração deste tipo de informação. Para a análise de diferentes freqüências de cada sinal, a *wavelet* tem que ser modificada para cada passo de análise. De maneira breve, um dado sinal é analisado usando um conjunto de funções de teste que são derivadas pela modificação da *wavelet* mãe. Estas modificações incluem dilatação/contração da *wavelet* mãe (esticando e comprimindo a *wavelet* em torno do eixo de tempo) para extrair a informação em torno da freqüência fundamental e deslocando a *wavelet* mãe em torno do eixo x para extrair a informação temporal em relação aos diferentes picos e vales do sinal. A transformada *wavelet* resulta em diversos componentes representando diferentes componentes do sinal relacionados às diferentes versões da *wavelet* mãe que foram aplicadas. O algoritmo de decomposição *wavelet* permite uma extração (em passos ou níveis consecutivos, começando com o nível 1) dos “detalhes” do sinal original. Estes detalhes representam diferentes componentes em freqüência do sinal. Componentes de um nível de detalhe são relacionados a uma versão dilatada da *wavelet* mãe e as correspondentes versões deslocadas no tempo. A transformação destes diferentes coeficientes dos vários níveis de detalhe resulta em formas

de onda que refletem as características temporais dos diferentes componentes de frequência do sinal original (Kochs et al., 2001).

A transformada *wavelet* contínua (*continuous wavelet transform* – CWT) do sinal $x(t) \in L^2(\mathbb{R})$ é definida como o produto interno entre o sinal e as funções *wavelet* $\psi_{a,b}(t)$

$$W_{\psi}x(a,b) \equiv C_{a,b} = \langle x(t), \psi_{a,b}(t) \rangle \quad (1)$$

onde $C_{a,b}$ são os coeficientes *wavelet* e $\psi_{a,b}(t)$ são as versões dilatadas (contraídas) e deslocadas de uma única função *wavelet* $\psi(t)$

$$\psi_{a,b}(t) = |a|^{-1/2} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2)$$

(a, b são os parâmetros de escala e translação, respectivamente). A CWT fornece a decomposição de $x(t)$ em diferentes escalas, tendendo a um valor máximo naquelas escalas e localizações temporais onde a *wavelet* melhor se assemelha com $x(t)$ e por outro lado, versões dilatadas irão se “casar” melhor com oscilações em baixa frequência. Este procedimento é redundante e não é eficiente para uma implementação algorítmica (computacional). Como consequência, é mais prático definir a transformada *wavelet* somente em escalas discretas a e tempos discretos b pela escolha de um conjunto de parâmetros $\{a_j = 2^j, b_{j,k} = 2^j k\}$, com $j, k \in \mathbb{Z}$. A família *wavelet* discreta então será (Quiroga et al., 2001; Wang e Gao, 2003):

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}t - k) \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (3)$$

Em analogia com a equação (1) a transformada *wavelet* diádica é definida como

$$W_{\psi}x(j, k) \equiv C_{j,k} = \langle x(t), \psi_{j,k}(t) \rangle \quad (4)$$

Para *wavelets* bem definidas ela pode ser invertida, fornecendo a *reconstrução* de $x(t)$

$$x(t) = \sum_{j,k} C_{j,k}(t) \hat{\psi}_{j,k}(t) \quad j, k \in Z \quad (5)$$

O PVEV foi decomposto em coeficientes *wavelet*; em um passo seguinte somente os coeficientes significativos foram considerados e os coeficientes remanescentes foram forçados a zero e o PVEV foi reconstruído. Este procedimento resultou na “filtragem” daquelas frequências consideradas indesejáveis ou ruído (Id., 2001);(Id., 2003).

A informação dada pela transformada *wavelet* diádica pode ser organizada de acordo com um esquema hierárquico chamado análise multiresolução (Mallat, 1989).

Denotando por W_j os subespaços de L^2 gerados por *wavelets* $\psi_{j,k}$ para cada nível j , o espaço L^2 pode ser decomposto como uma soma direta dos subespaços W_j

$$L^2 = \sum_{j \in Z} W_j \quad (6)$$

sendo definidos os subespaços

$$V_j = W_{j+1} \oplus W_{j+2} \oplus \dots, \quad j \in Z \quad (7)$$

Os subespaços V_j são a aproximação de multiresolução de L^2 e eles são gerados pelas mudanças em escala e translação de uma função

$\phi_{j,k} = \phi(2^{-j}n - k)$ chamada de função escala. Então, para os subespaços V_j existem subespaços complementares W_j , resultando:

$$V_{j-1} = V_j \oplus W_j, \quad j \in \mathbb{Z} \quad (8)$$

Um sinal $x(n) \equiv a_0(n)$, amostrado discretamente e com energia finita, pode ser sucessivamente decomposto pelo seguinte esquema recursivo:

$$a_{j-1}(n) = a_j(n) + d_j(n) \quad (9)$$

onde os termos $a_j(n) = \sum_k a_{j-1}(k) \phi_{j,k}(n) \in V_j$ fornecem uma representação grosseira do sinal e $d_j(n) = \sum_k a_{j-1}(k) \psi_{j,k}(n) \in W_j$ fornecem os detalhes para cada escala $j = 0, 1, \dots, N$. Para qualquer resolução em nível $N > 0$, o nível de decomposição do sinal é

$$x(n) \equiv a_0(n) = d_1(n) + d_2(n) + \dots + d_N(n) + a_N(n) \quad (10)$$

Este método fornece a decomposição do sinal que pode ser implementado com algoritmos muito eficientes devido a recursividade da decomposição. Além disso, Mallat (1989) mostrou que cada detalhe (d_j) e aproximação (a_j) do sinal podem ser obtidos da aproximação anterior (a_{j-1}) através da convolução com filtros (FIR ou IIR truncado) passa-alta e passa-baixa, respectivamente.

RESULTADOS

4 RESULTADOS

A Figura 13 mostra uma aquisição eletroencefalográfica de 12 segundos originada de um adulto saudável. A transformada *wavelet* foi usada para decompor o sinal de EEG em seis níveis de detalhe (d1-d6) e um nível residual, escolhendo-se como função *wavelet* mãe uma função spline biortogonal que tem fase linear, propriedade essencial na análise dos PVEVs. Uma vez que a frequência de amostragem foi de 300 Hz, cada escala cobre as seguintes bandas de frequência:

- primeira escala (d1) 75 – 150 Hz
- segunda escala (d2) 37,5 – 75 Hz
- terceira escala (d3) 18,75 – 37,5 Hz
- quarta escala (d4) 9,375 – 18,75 Hz
- quinta escala (d5) 4,69 – 9,375 Hz
- sexta escala (d6) 2,34 – 4,69 Hz
- escala residual (a6) 0 – 2,34 Hz

Figura 13. Função *wavelet* spline biortogonal (lado esquerdo). Sinal de EEG (painel superior à direita) foi decomposto em seis detalhes (d1 a d6) de bandas de frequência e ainda a aproximação remanescente (a6) via transformada *wavelet* (painéis inferiores à direita).

Portanto, a 4^a. escala (d4) corresponde aproximadamente à banda alfa e tem as frequências de interesse (isto é, 11, 12 e 13 Hz) e foi usada para se determinar o PVEV. Em experimentos com potencial evocado, a frequência de resposta à estimulação é conhecida perfeitamente. Conseqüentemente as demais frequências serão consideradas “ruído”. Usando-se a escala d4 e ajustando-se para zero as outras escalas, o sinal de interesse que está na faixa de frequências entre 9,375 e 18,75 Hz foi reconstruído, aplicando-se em seguida a transformada de Fourier para a extração das frequências de interesse (11, 12 e 13 Hz).

4.1 Relação sinal-ruído com dados simulados

Com o intuito de testar a imunidade ao ruído, sinusóides com amplitude (V) previamente conhecida foram adicionadas em um sinal eletroencefalográfico com presença forte de ondas alfa (espectro na faixa de 8 a 12 Hz). A relação sinal/ruído (SNR) foi variada de 0 a – 40 dB. Define-se a relação sinal/ruído em dB como sendo:

$$dB = 20 \log_{10} \frac{V_{\text{sinal}}}{V_{\text{ruído}}}$$

O experimento foi realizado com o método tradicional desenvolvido por Norcia e Tyler (1985a, 1985b), isto é, DFT, e pelo método aqui proposto, uma filtragem prévia via transformada *wavelet* seguida da aplicação da transformada de Fourier (denominado daqui para frente de “*wavelet denoising*”). A relação entre a energia contida na raia de 12 Hz e na raia de

ruído (aqui constituído pela média das raías de 11 e 13 Hz) foi calculada para comparar a eficiência dos dois métodos e está mostrada na Tabela 3.

Tabela 3. Relação entre energia do sinal (12 Hz) e energia do ruído (11 e 13 Hz) recuperado em várias condições de relação sinal-ruído (SNR) em fundo constituído por sinal eletroencefalográfico com presença forte de ondas alfa.

SNR	- 40 dB	- 35 dB	-30 dB	- 25 dB	-15 dB	- 10 dB	- 5 dB	0 dB
Método DFT (transformada de Fourier)	1,2998	1,4052	1,6278	2,1461	8,9099	38,65	267,12	2339,1
Método <i>wavelet</i> <i>denoising</i>	1,7215	1,8793	2,2175	3,0111	12,8103	53,13	354,70	3048,1

Pode-se perceber que em todas as condições a recuperação do sinal (12 Hz) é sempre melhor com o método ora proposto. Normalizando-se estes dados para fins de comparação e efetuando-se um teste T de Student, pareado, para a verificação da hipótese do método que se utiliza da transformada *wavelet* ter desempenho significativamente superior, constata-se que a resposta é positiva, com uma significância $p < 0,001$. O ganho médio com o uso da transformada *wavelet* é de 35,88% (anexo D). Todos os cálculos estatísticos neste trabalho foram efetuados com a utilização do software MINITAB versão 14 e todo o processamento foi realizado no Matlab[®], v. 6.5R13.

4.2 Comportamento da fase com dados simulados

Da mesma forma que no item anterior, com o intuito de testar a capacidade de se detectar a fase corretamente face ao ruído, sinusóides com fases previamente conhecidas foram adicionadas em um sinal eletroencefalográfico com grande presença de ondas alfa. A relação sinal/ruído (SNR) foi variada também de 0 a – 40 dB. A Tabela 4 mostra as equações correspondentes aos ajustes de regressão, pelo método dos mínimos quadrados, correspondentes a cada valor de fase tendo como parâmetro o valor da relação sinal-ruído (SNR). Os dados das fases simuladas encontram-se no anexo E.

Tabela 4. Equações das retas de regressão obtidas à partir dos dados simulados de fase. SNR é a variável independente que foi variada de 0 a – 40 (dB).

FASE	DFT	WAVELET DENOISING
-3,0 rad	-1,664-0,05407*SNR	-2,352-0,07083*SNR
-2,5 rad	-2,762-0,07486*SNR	-2,736-0,05098*SNR
-2,0 rad	-2,345-0,06259*SNR	-2,159-0,02840*SNR
-1,5 rad	-1,780-0,04205*SNR	-1,494-0,00564*SNR
-1,0 rad	-1,164-0,02633*SNR	-1,000+0,00132*SNR
-0,5 rad	-0,5369-0,01226*SNR	-0,6289-0,00497*SNR
0 rad	0,0781+0,004074*SNR	-0,0138-0,01022*SNR
0,5 rad	0,7042+0,02103*SNR	0,7046+0,00139*SNR
1,0 rad	1,367+0,03301*SNR	1,197+0,000804*SNR
1,5 rad	1,971+0,04699*SNR	1,770+0,01500*SNR
2,0 rad	2,520+0,06460*SNR	2,318+0,02815*SNR
2,5 rad	3,018+0,08282*SNR	2,941+0,05357*SNR
3,0 rad	2,664+0,08640*SNR	3,124+0,08510*SNR

Da análise dos dados da Tabela 4 pode-se verificar que o método que faz uso da transformada *wavelet* tem desempenho sempre superior para todas as fases. Os critérios que devem ser considerados são os seguintes:

- o coeficiente de regressão ou coeficiente angular da reta de regressão deve ser o menor possível, indicando assim que o valor de fase permanece o mais constante possível com a variação da relação sinal-ruído (SNR).
- o intercepto ou termo independente da reta de regressão deve ser o mais próximo possível do valor da fase.

Assim, tomando como exemplo o valor de fase igual a $-1,0$ radiano encontrou-se para o método DFT a expressão $-1,164 - 0,02633 \cdot \text{SNR}$, onde SNR varia de 0 a -40 dB e a expressão $-1,000 + 0,00132 \cdot \text{SNR}$ para o método que usa a transformada *wavelet*. Pelo critério do coeficiente angular o método da *wavelet* leva vantagem, pois seu valor é 0,00132, muito menor que 0,02633 (coeficiente angular do ajuste para o método DFT). E para o critério do intercepto, novamente a vantagem é para o método que usa *wavelet*, pois o valor é exatamente igual à fase (-1) contra o valor $-1,164$ fornecido pelo ajuste referente ao método DFT. Para todos os demais valores de fase, a situação é similar.

As próximas figuras (Figura 14 a Figura 20) explicitam o comportamento da fase face à variação da relação sinal-ruído. Em azul está o comportamento da fase para o método DFT e em vermelho o

comportamento da fase para o método que se utiliza da transformada *wavelet*.

Figura 14. Comportamento da fase em função da relação sinal-ruído; em azul o método DFT; em vermelho o método que usa a transformada *wavelet*; o quadro da esquerda mostra a fase + 3 radianos; o quadro da direita mostra o comportamento da fase – 3 radianos.

Figura 15. Comportamento da fase em função da relação sinal-ruído; em azul o método DFT; em vermelho o método que usa a transformada *wavelet*; o quadro da esquerda mostra a fase + 2,5 radianos; o quadro da direita mostra o comportamento da fase – 2,5 radianos.

Figura 16. Comportamento da fase em função da relação sinal-ruído; em azul o método DFT; em vermelho o método que usa a transformada *wavelet*; o quadro da esquerda mostra a fase + 2,0 radianos; o quadro da direita mostra o comportamento da fase – 2,0 radianos.

Figura 17. Comportamento da fase em função da relação sinal-ruído; em azul o método DFT; em vermelho o método que usa a transformada *wavelet*; o quadro da esquerda mostra a fase + 1,5 radiano; o quadro da direita mostra o comportamento da fase – 1,5 radiano.

Figura 18. Comportamento da fase em função da relação sinal-ruído; em azul o método DFT; em vermelho o método que usa a transformada *wavelet*; o quadro da esquerda mostra a fase + 1,0 radiano; o quadro da direita mostra o comportamento da fase – 1,0 radiano.

Figura 19. Comportamento da fase em função da relação sinal-ruído; em azul o método DFT; em vermelho o método que usa a transformada *wavelet*; o quadro da esquerda mostra a fase + 0,5 radiano; o quadro da direita mostra o comportamento da fase – 0,5 radiano.

Figura 20. Comportamento da fase em função da relação sinal-ruído; em azul o método DFT; em vermelho o método que usa a transformada *wavelet*; o quadro mostra a fase de 0 radiano.

As próximas figuras (Figura 21 a Figura 33) mostram o ajuste de regressão dos dados de fase; referem-se à Tabela 4.

Figura 21. Retas de ajuste da fase de -3 radianos em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Figura 22. Retas de ajuste da fase de $-2,5$ radianos em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Figura 23. Retas de ajuste da fase de -2 radianos em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Figura 24. Retas de ajuste da fase de $-1,5$ radiano em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Figura 25. Retas de ajuste da fase de -1 radiano em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Figura 26. Retas de ajuste da fase de $-0,5$ radiano em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Figura 27. Retas de ajuste da fase de 0 radiano em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Figura 28. Retas de ajuste da fase de + 0,5 radiano em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Figura 29. Retas de ajuste da fase de + 1,0 radiano em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Figura 30. Retas de ajuste da fase de + 1,5 radiano em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Figura 31. Retas de ajuste da fase de +2,0 radianos em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Figura 32. Retas de ajuste da fase de + 2,5 radianos em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Figura 33. Retas de ajuste da fase de + 3,0 radianos em função da relação sinal-ruído; o quadro da esquerda refere-se ao método DFT; o da direita refere-se ao método que usa a transformada *wavelet*.

Para a correta percepção da fase, a relação sinal-ruído tem um papel fundamental. Quando a amplitude do sinal é insignificamente pequena, a sua fase pode não ter nenhum significado. Na análise deste sinal pela transformada de Fourier, sendo a magnitude muito pequena, esta estará perdida no ruído circundante (Smith, 1997). Tal situação se refletirá na análise da fase, onde os valores obtidos estarão se alternando entre $-\pi$ e π radianos (-180° e $+180^\circ$) conforme a ilustração da Figura 34.

Figura 34. A fase em sinais de pequena magnitude. Nas frequências onde a magnitude cai a um valor muito pequeno (quadro da esquerda, a partir do valor 0,2 de frequência) erros de arredondamento podem provocar grandes variações no valor da fase (quadro da direita, a partir do valor 0,2 de frequência)(Smith, 1997).

A análise da relação sinal-ruído com dados simulados e o respectivo comportamento da fase mostrou que a filtragem prévia utilizando-se a transformada *wavelet* é bastante interessante, pois consegue evidenciar melhor o sinal de interesse. Mesmo que haja bastante ruído presente, a pré-filtragem irá promover melhor recuperação do sinal implicando em uma melhor avaliação da fase.

4.3 Relação sinal-ruído com dados reais

Foram utilizados os dados dos 18 indivíduos mencionados anteriormente (dados contidos no anexo F) num total de 180 pontos de análise originados do algoritmo DFT, Norcia e Tyler (1985a,b), e outros 180 pontos originados do algoritmo RLS. Comparando-se o método de filtragem adaptativa com o método clássico que se vale da transformada de Fourier, verificou-se que a relação sinal-ruído tem um incremento médio de 54,31%. Quando se compara o algoritmo via filtragem por transformada de *wavelet* com o método clássico DFT há um incremento médio de 133,99% (confirmados pelo teste T de Student, dados emparelhados, com $p = 0,000$). Deve-se ainda ressaltar que o método de filtragem adaptativa (RLS) introduz alisamento em magnitude e fase (Tang e Norcia, 1993) que pode ser evitado com a utilização do método de filtragem ora proposto. Como a fase é um parâmetro utilizado para a validação da aquisição do PVEV, torna-se imperiosa uma detecção fiel desta informação.

4.4 Comportamento da fase com dados reais

Foram utilizados os dados dos mesmos 18 indivíduos mencionados anteriormente para se fazer a comparação do comportamento do aspecto da fase entre os diferentes métodos. Quando se comparam as fases fornecidas pelo método DFT com o método RLS, o coeficiente de correlação de Pearson tem o valor 0,418. De igual forma, comparando-se o método DFT com o *wavelet denoising* o coeficiente de correlação tem o valor de 0,603

(anexo G). Pela característica de alisamento do método RLS, as fases fornecidas ficam relativamente diminuídas acarretando uma menor similaridade com a referência adotada que é o método DFT. Por outro lado, pela melhor discriminação obtida como método *wavelet denoising*, as fases permanecem menos alisadas resultando em maior similaridade com a referência DFT. Quando se faz um teste T de Student pareado comparando a diferença das médias das diferenças absolutas de [DFT-RLS] e [DFT-*wavelet denoising*] encontra-se $p = 0,007$ para um teste bicaudal, isto é, o método RLS certamente fornece diferenças maiores em relação a referência DFT do que o método *wavelet denoising*.

4.5 Desempenho dos métodos analisados

A Figura 35 mostra uma aplicação típica onde grades verticais senoidais de 80% de contraste foram apresentadas a uma distância de 150 cm num ambiente de 142 cd/m^2 . Pode-se perceber a ocorrência de uma grande oscilação de fase (item A, painel inferior, oval 1). Utilizou-se o software PowerDiva (Tang e Norcia, 1993, 1995a,b). No item A foi aplicado o método DFT e no item B foi aplicado o método RLS. Comparando-se os itens A e B percebe-se o grande alisamento que ocorreu, tanto em amplitude como em fase, introduzido pelo método RLS ou da filtragem adaptativa que se vale do algoritmo dos mínimos quadrados recursivo. Está também evidente a grande atenuação da oscilação da fase.

Figura 35. Análise de acuidade visual obtido pelo software PowerDiva, usando o método DFT (item A) e o método RLS (item B). Existe uma grande oscilação de fase (item A, painel inferior, oval 1). No item B percebe-se o alisamento da amplitude e da fase quando se compara com o item A. O sinal e o ruído têm a mesma amplitude no ponto indicado pela oval 2, tanto no item A quanto no item B.

A Figura 36 mostra o *mesmo sinal* analisado pelo método aqui proposto: filtragem via transformada *wavelet* seguida da aplicação da transformada de Fourier. Pode-se verificar que este método identifica melhor a quebra de fase (oval no painel inferior) quando comparado com o método RLS. A variação de fase vai de 142 a -122 graus no método DFT (na passagem do bin 8 para o bin 9) e de -153 a -102 no método RLS. No método proposto esta variação de fase vai de 173 a -135 graus.

Figura 36. PVEV: análise de acuidade visual após a filtragem por transformada *wavelet* (painel superior); fase do sinal após aplicação da filtragem por transformada *wavelet* (painel inferior). A amplitude da 2ª. harmônica (12 Hz) é menor que a amplitude do ruído (oval no painel superior). Existe uma quebra de fase entre os bins 8 e 9 (oval no painel inferior).

Especificamente para o bin 8 (Figura 36), a comparação entre a análise com filtragem via transformada *wavelet* e a análise via DFT está mostrada na Figura 37. Após a filtragem utilizando-se a transformada *wavelet*, pode-se perceber a amplitude da 2ª. harmônica é menor que a média das frequências adjacentes, isto é, o ruído (raias de 11 e 13 Hz).

Figura 37. Sinal de EEG sem tratamento (bin 8) e o correspondente espectro de freqüências via transformada de Fourier (painel inferior). O mesmo sinal filtrado primeiramente pela transformada *wavelet* e o correspondente espectro de freqüências via transformada de Fourier (painel superior).

Observando-se cuidadosamente o painel inferior da Figura 37, pode-se perceber que o sinal que não foi filtrado via transformada *wavelet* tem a raia de 12 Hz com a mesma amplitude que a média das raia de 11 e 13 Hz. Após a filtragem via transformada *wavelet* que retirou o ruído indesejável contido no sinal, a situação muda significativamente: a raia de 12 Hz passa a ter uma amplitude menor que a média das raia adjacentes (Figura 37, painel superior). Com a retirada de ruído indesejável do sinal, a análise fornecerá melhor estimativa da magnitude do sinal e de sua fase.

4.6 Achados eletroencefalográficos

4.6.1 Os três métodos com resultados semelhantes

A Figura 38 mostra a aquisição de um PVEV onde os resultados são muito similares nos 3 métodos. Os itens A e B correspondem ao método *wavelet denoising*, sinal e fase respectivamente; o item C corresponde ao

método DFT com o sinal no painel superior e a respectiva fase no painel inferior; o item D corresponde ao método RLS com o sinal no painel superior e a fase no painel inferior. Pode-se observar que a forma do sinal e da fase são muito similares nos 3 métodos. Como é de se esperar, há uma diminuição do ruído do método DFT para RLS, caindo de 2,26 (campo Noise no painel C) para 1,19 (campo Noise no painel D); o pico da relação sinal-ruído aumenta de 1,74 (campo PkSNR no item C) para 2,64 (campo PkSNR no item D). O método *wavelet denoising* tem o ruído em 1,23 (campo Noise dentro do retângulo no item A), verificando-se que está muito próximo ao valor do método RLS, porém o pico do sinal-ruído é sensivelmente maior: 2,93 (campo PkSNR dentro do retângulo no item A).

Figura 38. Comparação dos 3 métodos (PVE2664). No item A o método *wavelet denoising* com a respectiva fase no item B. O item C refere-se ao método DFT. O item D refere-se ao método RLS.

4.6.2 Melhor identificação de fase

Com menor interferência de ruído no sinal há a possibilidade de uma melhor discriminação da fase. Tal situação é mostrada na Figura 39.

Figura 39. Identificação da fase (PVE2703). No item A está uma aquisição de PVEV com o método *wavelet denoising*. No item B as fases. No item C estão todas as fases identificadas para cada um dos métodos utilizados: DFT, RLS e Den (*wavelet denoising*). O item D identifica a aquisição pelo método DFT, no painel superior a aquisição e no painel inferior a fase correspondente. No item E está a aquisição pelo método RLS (painel superior) e a fase (painel inferior).

Na aquisição feita pelo método DFT, o bin 5 não tem uma relação sinal-ruído favorável pois a amplitude do sinal é bem menor que a do ruído (Figura 39, item D, setas em vermelho identificam o bin 5 e os pontos correspondentes de sinal e ruído). Quando se utilizou o método RLS houve melhora substancial da relação sinal-ruído: pode-se perceber que o sinal agora é bem maior que o ruído (Figura 39, item E, setas em vermelho identificam o

bin 5 e os pontos correspondentes de sinal e ruído). A fase para este ponto é de -139° para o método DFT e de $+174^\circ$ para o método RLS, praticamente em sentido oposto (Figura 39, item C, bin 5 no destaque vermelho). Quando analisado pelo método *wavelet denoising*, recupera-se o sinal com uma amplitude maior que o do ruído (Figura 39, item A, eixo x do gráfico, abscissa no valor 5, sendo em azul o sinal e em asterisco vermelho o ruído); o valor da fase, no entanto, assume um valor de -148° que é bastante próximo do valor fornecido inicialmente pelo método DFT (Figura 39, item C, bin 5 no destaque vermelho). Pelas simulações anteriores que forneceram resultados melhores tanto para sinal quanto fase no método *wavelet denoising*, pode-se inferir que o correto valor esteja no fornecido por este último. Tanto no método DFT quanto no RLS, caso a oscilação da fase seja superior a 180° , estes pontos no gráfico de fase não são interligados, isto é, não serão plotados, ficando uma linha interrompida. Quando se observam os bins 7, 8, 9 e 10 no método DFT (item D) percebe-se que na parte final do sinal nada se plota quanto a fase (item D, painel inferior). O método RLS, com melhor desempenho na relação sinal-ruído, porém à custa de um alisamento do sinal, identifica duas quebras de fase do sinal na sua metade final (item E, painel inferior). Esta mesma informação também é dada pelo método *wavelet denoising*. Observando-se de forma geral as fases (item C da Figura 39) percebe-se uma concordância maior dos métodos DFT e Den (“denoising”) em relação ao sinal da fase. Neste caso, a análise fornecida pelo método *wavelet denoising* deverá estar mais próxima da realidade pela sua maior robustez ao ruído (ressaltando-se que o método DFT identifica

melhor a fase e lembrando ainda que o método RLS tem como característica o alisamento do sinal e da fase).

4.6.3 Identificação de fase oscilatória

Neste caso, também com a utilização do método proposto, consegue-se melhor identificação do comportamento da fase em situação onde a relação sinal-ruído não é boa. A Figura 40 mostra uma aquisição de PVEV ruidosa. Quando analisada pelo método DFT este identificou um nível de sinal relativamente elevado para uma boa aquisição, com valor máximo chegando perto de 20 micro Volts (Figura 40, item C, oval em vermelho). Também se pode perceber o valor do ruído elevado (item C, no retângulo verde, campo Noise no valor de 4,93) e com o pico sinal-ruído no valor 2,98 (item C, retângulo verde, campo PkSNR). Este mesmo sinal analisado pelo método RLS teve o ruído reduzido para 1,22 (item D, retângulo verde, campo Noise) e um pequeno aumento do pico de sinal-ruído, passando para 3,10 (item D, retângulo verde, campo PkSNR). Pode-se perceber que o nível do sinal caiu para um valor máximo perto de 4 micro Volts que é o valor normalmente encontrado nas aquisições (item D, oval em vermelho indicando fundo de escala). A análise pelo método *wavelet denoising* reduziu o nível de ruído para 1,13 (item A, retângulo preto, campo Noise) e a relação sinal-ruído de pico subiu para 4,92. Porém o grande diferencial está na fase (item B, oval em vermelho), altamente oscilatória. Deve-se notar que isto está acontecendo na 2ª. metade do sinal (do bin 5 ao bin 10) onde o nível do sinal está abaixo do nível do ruído, bastando observar que no item A o sinal

(linha cheia em azul) está na sua média próximo do ruído (item A, asteriscos em vermelho). Esta situação também está presente na análise do método RLS onde se pode verificar que o sinal (item D, painel superior, linha cheia) também está abaixo do ruído (item D, painel superior, pequenos círculos em preto); observando a fase do método RLS (item D, painel inferior), esta está relativamente estável. Pelo fato de se ter uma melhor classificação do sinal efetuada pelo método *wavelet denoising* pode-se concluir que o valor de fase mais próximo do real é dado por este último.

Figura 40. Fase oscilatória (PVE2702). Aquisição de PVEV relativamente ruidosa. PVEV identificado pelo método *wavelet denoising* no item A com ruído e pico sinal-ruído identificados no retângulo preto; sua fase no item B; identificação pelo método DFT no item C com o ruído e pico sinal-ruído realçados no retângulo verde; o mesmo sinal pelo método RLS no item D com ruído e pico sinal-ruído no retângulo verde.

4.6.4 Sinal corrompido por artefato de movimento

A Figura 41 mostra uma aquisição de PVEV onde o indivíduo movimentou a cabeça. Observando-se o quadro superior, verifica-se a saturação do sinal evidenciado pelas linhas horizontais nos extremos da escala de amplitude (notar que a aquisição está ceifada na parte inferior entre os pontos 1750 e 2250, aproximadamente, e na parte superior entre os pontos 2300 e 3000). Este sinal devidamente tratado pelo método *wavelet denoising* está mostrado no painel inferior da Figura 41. As grandes oscilações, tanto para baixo como para cima, foram removidas, restando o sinal sem os artefatos de movimento.

Figura 41. Sinal corrompido por artefato de movimento (PVE2676). No painel superior pode-se notar a saturação do sinal, ceifado na parte inferior e superior. No painel inferior o mesmo sinal tratado pela transformada wavelet.

A Figura 42 mostra a análise do sinal pelos 3 métodos.

Figura 42. Sinal corrompido por artefato de movimento (PVE2676). No item A está a análise do sinal por DFT, com a escala em 50 microVolts (retângulo verde), pico máximo realçado pelo círculo vermelho e os valores de ruído, pico da relação sinal-ruído e sinal-ruído médio. No item B as mesmas informações para o método RLS. No item C também as mesmas informações para comparação.

No item A está a análise do sinal pelo método DFT: pela contaminação por artefato de movimento, o sinal foi “inflado” por esta energia e isto se reflete nas amplitudes anormalmente elevadas segundo se pode constatar na escala pouco usual de 50 microVolts (item A, retângulo verde). O nível de ruído também está elevado, no valor de 6,76, o valor médio da relação sinal-ruído de todo o sinal tem o valor 1,073 e ainda o pico de sinal-ruído tem o valor 4,79 (item A, retângulo preto à direita; o valor de pico está realçado pelo círculo vermelho). Este mesmo sinal processado pelo método RLS tem o ruído diminuído para 1,17, perde bastante em seu valor de pico de sinal-ruído (cai para 3,03, realçado pelo círculo vermelho no item B), porém aumenta o valor médio de sinal-ruído para 1,28 (item B, retângulo preto à

direita). Deve-se notar, ainda, que este método consegue levar o sinal para uma escala mais usual (5 microVolts, item B, retângulo verde). Quando analisado pelo método *wavelet denoising* o ruído está no valor 1,43, o pico de sinal-ruído tem o seu valor em 4,61 e o valor médio de sinal-ruído está em 1,34 (item C, retângulo preto dentro do gráfico). Porém, pela melhor discriminação do sinal, pode-se perceber que este tem uma queda bastante acentuada no bin 4 (item C, abscissa 4 do gráfico que está no painel superior) e que a fase oscila para cima e para baixo durante toda a extensão da análise (item C, painel inferior) indicando uma falta de sincronização do córtex visual com o estímulo.

4.6.5 Sinal oscilante

A aquisição mostrada na Figura 43 tem um nível de ruído relativamente elevado, evidenciado pela escala em 20 micro Volts e com o campo Noise em 2,68 (item B e retângulo verde no mesmo item). O pico de sinal ruído (PkSNR) é 2,15 (item B). Quando utilizado o método RLS o ruído (Noise) é reduzido para 0,90 e melhora o pico de sinal ruído (PkSNR), atingindo um valor de 3,09 (item C). Pode-se também perceber a mudança de escala para um valor mais baixo (item C, retângulo verde com o valor 10 μV). A utilização do método *wavelet denoising* também consegue reduzir o ruído para 0,90 e ainda melhora o pico de sinal-ruído para o valor de 5,15 (item A, retângulo à direita). Porém o que se deve notar é a qualidade ruim

do sinal: o método RLS, à custa de um alisamento, conseguiu melhorar o resultado do sinal, mas perdeu uma característica presente nesta aquisição; o sinal está instável, oscilando para cima e para baixo que é evidenciado pelo método *wavelet denoising*, mas não é percebido pelos demais.

Figura 43. Sinal oscilante (PVE2689). O item A revela um sinal alternando de 0 a 4 microVolts com ruído 0,90 e pico sinal-ruído de 5,15 (retângulo preto). O item B contém a aquisição pelo método DFT em uma escala de aquisição de 20 microVolts; os valores de ruído (Noise) e pico sinal-ruído (PkSNR) estão indicados na parte inferior do gráfico. O item C identifica a aquisição pelo método RLS em escala de 10 microVolts, com os valores de ruído e pico sinal-ruído também na parte inferior do gráfico.

4.6.6 Maior ganho com o método *wavelet denoising*

A Figura 44 mostra uma aquisição de PVEV pelos 3 métodos com resultados visualmente muito próximos. Porém, sob o ponto de vista numérico as diferenças são marcantes: a aquisição feita pelo método DFT têm um ruído bastante elevado, no valor de 2,50 e uma relação sinal-ruído de pico no valor de 4,30 (item B, campos sob o gráfico). Quando a aquisição é feita pelo método RLS estes valores melhoram, com o ruído diminuindo para 1,07 e a relação sinal-ruído de pico subindo para 6,51 (item C, campos sob o gráfico). Quando a aquisição é tratada pelo método *wavelet denoising* o ruído cai para 0,67 e relação sinal-ruído de pico aumenta para o valor 26,3 (item A, retângulo preto dentro da figura). Os retângulos em verde mostram as respectivas escalas de aquisição: sob o método DFT as escalas costumam ser sempre maiores, denunciando presença de ruído; aqui os valores são de 20 microVolts para o método DFT e de 10 microVolts para o RLS que consegue suprimir o ruído pela filtragem adaptativa. O método *wavelet denoising* faz uma filtragem muito eficiente do ruído e dos artefatos e, assim, consegue extrair melhor o sinal: os valores mais elevados na amplitude são do próprio sinal que está agora livre de ruído.

Figura 44. PVE2689: O item A identifica a aquisição pelo método *wavelet denoising* com ruído e pico sinal-ruído identificados no retângulo preto dentro da figura. O item B corresponde à aquisição pelo método DFT, numa escala de 20 microVolts (retângulo verde) e valores de ruído e pico sinal-ruído identificados logo abaixo do gráfico. O item C corresponde ao método RLS.

DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

A efetividade da transformada de Fourier reside em sinais que contenham componentes de frequência de características distintas de suficiente conteúdo de energia dentro de uma banda de frequência limitada. Se, contudo, estas características se espalharem em um amplo espectro será difícil diferenciá-las de outros distúrbios, principalmente quando o sinal de interesse é de pequena magnitude. A transformada *wavelet* tem atraído o interesse por sua habilidade de extração de características. De forma diferente da análise espectral que apresenta um sinal como a somatória de funções sinusoidais de frequências singulares, a transformada *wavelet* decompõe o sinal em várias escalas no domínio temporal. Isto se constitui em vantagem sob dois aspectos: (1) é mais eficiente na extração de características que são transientes e (2) a extração destas características é feita em todo o espectro, sem estar limitada a uma banda particular. O resultado de qualquer decomposição com *wavelet* é um conjunto de coeficientes que apresentam boa correlação entre o sinal e as funções-base da transformação. Quando se reconstitui um sinal desprezando parte dos coeficientes de menor correlação, a forma geral do sinal é preservada e isto pode ser usado para suprimir um ruído presente (*denoising*). Esta técnica não deve ser confundida com suavização (“smoothing”). A suavização é uma filtragem passa-baixas do sinal onde apenas o conteúdo de alta frequência é suprimido. Quando se aplicou a transformada de Fourier em um sinal após este ter sido tratado pela transformada *wavelet*, as características

procuradas (11, 12 e 13 Hz) foram claramente identificadas, verificando-se a efetividade da técnica proposta. Em termos de uma transformação generalizada do sinal, as transformadas Fourier e *wavelet* puderam ser percebidas como duas técnicas de transformação de sinal que usaram como molde duas funções mãe distintas. Na transformada Fourier, a função de medição é uma média ao longo do tempo em cada escala, logo perdeu a informação temporal específica. A transformada *wavelet* mantém a informação temporal sem fazer uso da informação inerente de frequência contida no sinal. Esta abordagem combinada das duas técnicas resgatou as vantagens de ambas as técnicas.

O método DFT foi tomado como referência para comparação dos métodos RLS e *wavelet denoising*, uma vez que o método RLS tem como característica o alisamento tanto da magnitude quanto da fase. Verificou-se que a separação do sinal (aqui se entenda a raia de frequência de 12 Hz) do ruído (de igual forma as raia de frequência de 11 e 13 Hz) foi sempre mais eficiente no método *wavelet denoising* dentro da faixa de sinal-ruído testada, isto é, de 0 a – 40 dB, com a utilização de dados simulados. De igual forma a fase pôde ser recuperada sempre com valores mais próximos ao real no método aqui proposto também em todas as faixas de sinal-ruído.

Quando se passou a utilizar dados reais, tomando-se mais uma vez como referência o método DFT, constatou-se que a melhora da relação sinal-ruído oferecida pelo método RLS foi de 54,31% e de 133,99% pelo método *wavelet denoising*, evidenciando a ótima característica de imunidade ao ruído deste último. Outro aspecto importante do método proposto é a

ausência do efeito de alisamento: a fase fornecida pelo método RLS fica alisada e assim tem sua correlação diminuída em relação o método DFT; a correlação do método *wavelet denoising* é relativamente bem maior, ou seja, de 0,603 contra 0,418 do método RLS.

Os achados eletroencefalográficos mostraram situações de extrema semelhança entre os três métodos (DFT, RLS e *wavelet denoising*) uma vez que a qualidade do sinal era boa e não havia o que melhorar: isto prova a validade do método *wavelet denoising*, pois não deturpa os dados. Por outro lado verificaram-se situações onde houve superioridade na recuperação ora da magnitude, ora da fase quando se utilizou o método *wavelet denoising*. Também houve caso onde a informação fornecida pelo método RLS era tendenciosa, pois se pôde constatar uma situação bastante diferente no sinal graças à melhor imunidade ao ruído do método proposto.

5.1 Continuidade do trabalho

A medição da acuidade visual pelo método dos potenciais visuais evocados de varredura é bastante árdua: em alguns casos particularmente difíceis pela não colaboração do paciente chega-se a fazer 17 a 19 sessões de aquisição de dados. O próprio processo é também cansativo: quanto mais aquisições, maior o cansaço e maior a chance de resultados aquém do desejável e do possível. A motivação deste estudo foi a tentativa de identificação de um método alternativo de maior eficiência que pudesse superar tais situações. A literatura apontava para a superioridade da análise

de sinais com a utilização da transformada *wavelet*, o que pôde ser demonstrado por este estudo no caso particular dos potenciais visuais evocados de varredura. A próxima etapa consistirá na construção do equipamento que aplicando o método *wavelet denoising* possa ser posto em paralelo com o método RLS e DFT. Do acompanhamento das três metodologias serão buscadas formas que venham facilitar os procedimentos hoje utilizados.

CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

Este trabalho teve como objetivo contribuir para o avanço na identificação mais precisa de magnitude e fase de potenciais evocados visuais de varredura, onde ainda não tinha sido utilizada a transformada *wavelet*.

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que o método *wavelet denoising*:

- a) foi muito eficiente na separação do sinal do ruído;
- b) por ter tido uma relação sinal-ruído superior ao do método RLS, conseguiu identificar melhor as frequências de interesse e também a fase;
- c) não distorceu os resultados, isto é, por não ter a característica de alisamento, que é peculiar ao método RLS, foi capaz de fornecer resultados mais coerentes com a realidade.

ANEXOS

7 ANEXOS

Anexo A – Transformada de Fourier

Técnicas matemáticas e computacionais podem ser aplicadas para visualização de aspectos relevantes de um sinal, como faixas de frequência específicas ou variações em amplitude. Apesar da não-linearidade característica do EEG, técnicas lineares podem ser utilizadas nessa fase do processo através da escolha de trechos do sinal. O processo de coleta do sinal de EEG envolve o posicionamento de eletrodos, aquisição, tratamento (filtragem, eliminação de ruídos), e armazenagem. Aplicam-se, então, as técnicas matemáticas e computacionais para visualização de aspectos relevantes do sinal. Dentre os métodos lineares há aqueles para análise no domínio da frequência, destacando-se o modelo senoidal onde o sinal EEG é aproximado por uma somatória de termos senoidais. A transformada de Fourier, base da análise no domínio da frequência, é o método mais utilizado. Define-se então:

$$x(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N-1} (X_r(k) \sin(n\Omega_0 k) + jX_i(k) \cos(n\Omega_0 k))$$

onde $\Omega_0 = 2\pi / N$.

A modelagem consiste em encontrar os coeficientes de Fourier $X(k)$ que melhor aproximam o sinal, representando a força (amplitude) do mesmo para cada frequência. A análise no domínio da frequência permite a análise da amplitude do sinal em cada faixa de frequência, viabilizando o estudo das

faixas de frequências de interesse e definidas como alfa, beta, gama, teta e delta. A FFT (fast Fourier transform) é a ferramenta mais comumente utilizada para a análise no domínio da frequência, apesar de possuir limitações quanto à resolução. ***A FFT assume que o sinal é estacionário e varia lentamente.***

Anexo B – Termo de colaboração

TERMO DE COLABORAÇÃO

Conforme contatos anteriores, servimo-nos desta para manifestar nosso interesse em um trabalho conjunto com o prof. Dr. Jorge Futoshi Yamamoto e o doutorando Heinar Augusto Weiderpass num projeto de análise de sinais provenientes de Potenciais Evocados Visuais, com a disponibilização de um banco de dados de Potenciais Evocados Visuais por parte do Laboratório de Eletrofisiologia Visual Clínica da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP – Escola Paulista de Medicina).

Cabe ressaltar que tal colaboração será feita inicialmente em termos de seminários promovidos por ambas as partes. Caso haja interesse comum, outras formas de colaboração poderão vir a ser acertadas.

Colocamo-nos à disposição para maiores esclarecimentos, caso haja necessidade.

São Paulo, 30 de junho de 2005

Profª. Dra. Solange Rios Salomão
Professora Associada Livre Docente
Chefe do Laboratório de Eletrofisiologia Visual
Departamento de Oftalmologia
UNIFESP – Escola Paulista de Medicina
R. Botucatu 816 – 04023-062
São Paulo – SP
Fone: 5085-2046
e-mail: ssalomao@oftalmo.epm.br

Anexo C – Aprovação CAPPesq.

APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 09.11.05, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **887/05**, intitulado: **"Tratamento e análise de sinais neurológicos visuais com Wavelets"** apresentado pelo Departamento de **PATOLOGIA**.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10.10.1996, inciso IX. 2, letra "c")

Pesquisador(a) Responsável: **Prof. Dr. Eduardo Massad**

Pesquisador (a) Executante: **Prof. Heinar Augusto Weiderpass**

CAPPesq, 09 de Novembro de 2005.

PROF. DR. EUCLIDES AYRES DE CASTILHO
Presidente da Comissão de Ética para Análise
de Projetos de Pesquisa

Anexo D – Energia no sinal

SNR	DFT	Wavelet	DFT referência	Wavelet normalizado
- 40 dB	1,2998	1,7215	1	1,3244
-35 dB	1,4052	1,8793	1	1,3374
- 30 dB	1,6278	2,2175	1	1,3623
- 25 dB	2,1461	3,0111	1	1,4031
- 15 dB	8,9099	12,8103	1	1,4378
- 10 dB	38,6502	53,1282	1	1,3746
- 5 dB	267,1153	354,6958	1	1,3279
0 dB	2339,1	3048,1	1	1,3031

Paired T-Test and CI: DFT_referência; Wavelet_normalizado

Paired T for DFT_referência - Wavelet_normalizado

	N	Mean	StDev	SE Mean
DFT_referência	8	1,00000	0,00000	0,00000
Wavelet_normalizado	8	1,35881	0,04496	0,01590
Difference	8	-0,358810	0,044964	0,015897

95% CI for mean difference: (-0,396401; -0,321220)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = -22,57

P-Value = 0,000

Anexo E – Fases simuladas

Dados para análise de regressão (método DFT)

SNR	DFT-3	DFT-25	DFT-2	DFT-15	DFT-1	DFT-05
0	-2,9776	-2,5122	-2,0444	-1,5674	-1,0753	-0,5646
0	-3,0511	-2,5421	-2,022	-1,4958	-0,9707	-0,4537
0	-2,958	-2,4643	-1,9788	-1,498	-1,0176	-0,5334
0	3,0671	-2,5921	-1,9239	-1,2927	-0,7418	-0,261
0	-3,0044	-2,4775	-1,9568	-1,4477	-0,9515	-0,4666
0	-2,9818	-2,5224	-2,0586	-1,5829	-1,0885	-0,5718
0	-3,0412	-2,5715	-2,0865	-1,5808	-1,0535	-0,5103
0	-2,9498	-2,4699	-1,9964	-1,5237	-1,0459	-0,558
0	-3,0532	-2,5482	-2,0305	-1,5044	-0,9771	-0,4562
0	-3,1351	-2,5493	-1,9442	-1,3608	-0,8242	-0,3343
-5	-2,9621	-2,5207	-2,0757	-1,6171	-1,1344	-0,6188
-5	-3,0913	-2,5769	-2,0408	-1,4922	-0,946	-0,4161
-5	-2,9253	-2,4374	-1,9632	-1,4965	-1,0305	-0,5583
-5	2,8406	-2,7175	-1,8184	-1,069	-0,53	-0,1011
-5	-3,0083	-2,4583	-1,9212	-1,4064	-0,9149	-0,4423
-5	-2,9695	-2,5375	-2,0995	-1,644	-1,1591	-0,6337
-5	-3,0694	-2,6228	-2,1528	-1,6479	-1,1011	-0,5197
-5	-2,9127	-2,4484	-1,9939	-1,5405	-1,0795	-0,6024
-5	-3,0946	-2,5874	-2,0564	-1,5083	-0,9576	-0,42
-5	3,0154	-2,6045	-1,8821	-1,2256	-0,6805	-0,2174
-10	-2,938	-2,5337	-2,1252	-1,6991	-1,2389	-0,7235
-10	3,1198	-2,6428	-2,0781	-1,4849	-0,8974	-0,3459
-10	-2,8677	-2,3918	-1,9374	-1,494	-1,0517	-0,6004
-10	2,3471	2,99	-1,2807	-0,5569	-0,1873	0,1202
-10	-3,016	-2,42	-1,8534	-1,3324	-0,8528	-0,4024
-10	-2,9509	-2,5605	-2,1632	-1,7448	-1,2854	-0,7575
-10	-3,113	-2,705	-2,2666	-1,7747	-1,2012	-0,541
-10	-2,8509	-2,4137	-1,9899	-1,5675	-1,1349	-0,6792
-10	3,1159	-2,6606	-2,1074	-1,5161	-0,9185	-0,3511
-10	2,713	-2,7774	-1,6905	-0,9235	-0,4296	-0,0402
-15	-2,9039	-2,5521	-2,1965	-1,8242	-1,4152	-0,9303
-15	2,9933	-2,7718	-2,1592	-1,4685	-0,7949	-0,2135
-15	-2,7686	-2,3182	-1,8973	-1,4903	-1,0846	-0,6676
-15	1,6818	1,4308	0,4714	0,154	0,2107	0,3623
-15	-3,0336	-2,3362	-1,7206	-1,2028	-0,7526	-0,3413
-15	-2,9254	-2,5919	-2,2531	-1,8965	-1,5002	-1,0145
-15	3,1097	-2,8246	-2,4482	-2,0113	-1,4378	-0,6026
-15	-2,7547	-2,3621	-1,984	-1,6074	-1,2199	-0,8055
-15	2,9924	-2,7989	-2,2159	-1,5338	-0,8327	-0,216
-15	2,0888	2,3601	-0,5892	-0,3212	-0,0671	0,1848
-20	-2,8607	-2,5753	-2,2883	-1,9942	-1,6826	-1,3255
-20	2,7807	-3,0352	-2,3766	-1,4183	-0,5428	0,0385
-20	-2,6045	-2,2066	-1,8392	-1,485	-1,1319	-0,7683
-20	1,2778	1,0842	0,7771	0,5665	0,5167	0,5679
-20	-3,0885	-2,1084	-1,4489	-0,9857	-0,6031	-0,2557

SNR	DFT-3	DFT-25	DFT-2	DFT-15	DFT-1	DFT-05
-20	-2,8945	-2,6301	-2,3646	-2,0954	-1,8174	-1,5142
-20	3,0352	-2,9777	-2,7006	-2,406	-2,0508	-1,1117
-20	-2,618	-2,2922	-1,9761	-1,661	-1,3388	-0,9972
-20	2,7949	-3,0613	-2,4855	-1,5897	-0,5981	0,0603
-20	1,4554	1,1602	0,5583	0,2897	0,2985	0,4114
-25	-2,8139	-2,6005	-2,3887	-2,1842	-1,9977	-1,858
-25	2,476	2,7644	3,1318	-0,8284	0,1306	0,4562
-25	-2,3643	-2,0576	-1,7652	-1,4783	-1,1919	-0,9011
-25	1,0962	0,9917	0,8544	0,7444	0,6974	0,71
-25	2,439	-1,2922	-0,9554	-0,6773	-0,4121	-0,1515
-25	-2,8626	-2,6695	-2,4804	-2,3045	-2,1597	-2,0939
-25	2,9575	-3,1388	-2,9717	-2,8523	-2,8691	2,9412
-25	-2,453	-2,2105	-1,967	-1,7234	-1,4806	-1,2399
-25	2,5277	2,7953	3,089	-2,4494	0,2392	0,5579
-25	1,1479	0,9821	0,7553	0,5966	0,5516	0,5895
-30	-2,7709	-2,6236	-2,4802	-2,3535	-2,2637	-2,2495
-30	2,1542	2,2272	2,0862	1,44	0,9562	0,9101
-30	-2,0861	-1,8924	-1,6845	-1,4711	-1,2572	-1,0477
-30	1,0107	0,9544	0,8852	0,8267	0,796	0,7975
-30	0,3412	-0,2753	-0,4227	-0,3567	-0,2162	-0,0453
-30	-2,8346	-2,7042	-2,5804	-2,4776	-2,4179	-2,4387
-30	2,8893	3,0068	3,0933	3,1193	3,0367	2,8107
-30	-2,2913	-2,1302	-1,9581	-1,7848	-1,6198	-1,4766
-30	2,2534	2,3482	2,2924	1,8344	1,2353	1,0864
-30	1,0131	0,9258	0,8187	0,734	0,6969	0,7074
-35	-2,7368	-2,642	-2,5514	-2,4783	-2,4392	-2,4547
-35	1,9102	1,8995	1,7682	1,5225	1,3031	1,2137
-35	-1,8458	-1,7434	-1,6104	-1,4644	-1,3172	-1,1805
-35	0,9674	0,9366	0,8999	0,868	0,8498	0,8488
-35	0,2626	0,0252	-0,1041	-0,1166	-0,0555	0,0456
-35	-2,8132	-2,7305	-2,6544	-2,5976	-2,5753	-2,6034
-35	2,8377	2,9071	2,9493	2,9479	2,8888	2,7772
-35	-2,1613	-2,0633	-1,9506	-1,8363	-1,7331	-1,6568
-35	2,0415	2,0561	1,9683	1,76	1,5273	1,3998
-35	0,9484	0,9015	0,8463	0,8004	0,7768	0,779
-40	-2,7126	-2,642	-2,6011	-2,5607	-2,5439	-2,5593
-40	1,7571	1,8995	1,659	1,5451	1,439	1,3793
-40	-1,6787	-1,7434	-1,5513	-1,459	-1,3654	-1,2831
-40	0,9442	0,9366	0,9075	0,8902	0,8798	0,8787
-40	0,2403	0,0252	0,0549	0,0331	0,0575	0,1135
-40	-2,7984	-2,7305	-2,7043	-2,6738	-2,6656	-2,6855
-40	2,8021	2,9071	2,862	2,8561	2,8209	2,7634
-40	-2,0701	-2,0633	-1,9449	-1,8745	-1,8139	-1,7752
-40	1,9034	2,0561	1,8399	1,7385	1,6298	1,5561
-40	0,9147	0,9015	0,86	0,8352	0,8213	0,8213

SNR	DFT0	DFT+05	DFT+1	DFT+15	DFT+2	DFT+25	DFT+3
0	-0,0362	0,5027	1,0409	1,5671	2,0753	2,565	3,0404
0	0,0512	0,5437	1,0263	1,5031	1,9793	2,4599	2,9496
0	-0,0415	0,4603	0,9723	1,4916	2,0133	2,5313	3,041
0	0,1741	0,5838	0,983	1,3842	1,8005	2,2483	2,7499
0	0,011	0,4863	0,9644	1,4505	1,948	2,4587	2,9803
0	-0,0347	0,5131	1,0568	1,5836	2,0881	2,5717	3,0401
0	0,0361	0,5715	1,0868	1,5802	2,0557	2,5198	2,9801
0	-0,0563	0,4599	0,9872	1,5181	2,0439	2,5577	3,0568
0	0,0531	0,5491	1,0338	1,5111	1,986	2,4639	2,9498
0	0,1211	0,5555	0,9814	1,41	1,8532	2,3241	2,8361
-5	-0,0683	0,5106	1,0769	1,623	2,1338	2,6127	3,0688
-5	0,091	0,6311	1,0453	1,5053	1,9644	2,4303	2,9108
-5	-0,0736	0,3703	0,9493	1,4846	2,0244	2,557	3,0736
-5	0,2762	0,6865	0,9738	1,3199	1,6792	2,0696	2,5264
-5	0,0189	0,4605	0,9385	1,4129	1,9068	2,4244	2,9635
-5	-0,0664	0,5526	1,1073	1,6528	2,1554	2,6229	3,0675
-5	0,069	0,7544	1,1556	1,6393	2,0946	2,5333	2,9666
-5	-0,1017	0,3591	0,976	1,5339	2,0808	2,6038	3,0999
-5	0,0949	0,649	1,0584	1,519	1,976	2,4376	2,9117
-5	0,1982	0,6342	0,9703	1,3547	1,7555	2,1912	2,6903
-10	-0,1356	0,5106	1,1517	1,7296	2,2362	2,6907	3,1135
-10	0,1611	0,6311	1,0763	1,5089	1,9401	2,381	2,8435
-10	-0,1297	0,3703	0,9053	1,4707	2,0463	2,6059	3,1327
-10	0,4075	0,6865	0,9625	1,2392	1,5201	1,8122	2,1326
-10	0,0315	0,4605	0,8957	1,3488	1,8325	2,3587	2,9299
-10	-0,1363	0,5526	1,2135	1,7829	2,2702	2,7046	3,1096
-10	0,1407	0,7544	1,2784	1,7365	2,1553	2,5538	2,9461
-10	-0,1855	0,3591	0,9531	1,5661	2,1527	2,6878	-3,1095
-10	0,1699	0,649	1,0987	1,5318	1,9599	2,3943	2,8467
-10	0,3064	0,6342	0,9554	1,2787	1,6139	1,9774	2,4067
-15	-0,2972	0,5248	1,327	1,935	2,4061	2,8085	-3,1056
-15	0,2805	0,7178	1,1234	1,5143	1,9036	2,304	2,7312
-15	-0,2247	0,2634	0,8172	1,4411	2,0924	2,7019	-3,0442
-15	0,5474	0,7465	0,9507	1,1538	1,3496	1,5267	1,6576
-15	0,0505	0,4368	0,8301	1,2446	1,7008	2,2284	2,8556
-15	-0,3248	0,6328	1,4622	2,0228	2,4513	2,8225	-3,1155
-15	0,3296	1,0034	1,4859	1,8827	2,2409	2,5819	2,9179
-15	-0,3388	0,2189	0,8996	1,6404	2,2999	2,8383	-2,9899
-15	0,3012	0,7502	1,1602	1,5507	1,9359	2,3279	2,7413
-15	0,4361	0,6871	0,938	1,189	1,4401	1,6916	1,9443
-20	-0,8025	0,6026	1,8285	2,3112	2,6589	2,9671	-3,0234
-20	0,4728	0,8448	1,189	1,5216	1,853	2,193	2,5558
-20	-0,3785	0,066	0,6215	1,3637	2,2099	2,9055	-2,8548
-20	0,6715	0,8007	0,9399	1,0771	1,1999	1,2898	1,314
-20	0,0763	0,4043	0,7375	1,0876	1,4762	1,9538	2,6472
-20	-1,0862	1	2,0801	2,4135	2,6996	2,9718	-3,0446
-20	1,041	1	1,7926	2,0752	2,3477	2,6162	2,8835
-20	-0,6107	-0,1089	0,7206	1,876	2,6241	3,096	-2,8117
-20	0,5205	0,9007	1,2462	1,5766	1,903	2,2346	2,5829

SNR	DFT0	DFT+05	DFT+1	DFT+15	DFT+2	DFT+25	DFT+3
-20	0,5666	0,7403	0,9205	1,0987	1,2651	1,4037	1,477
-25	-1,887	-2,7742	2,7925	2,8042	2,9536	-3,1396	-2,9337
-25	0,7369	1,0052	1,2687	1,5304	1,7919	2,0547	2,3214
-25	-0,5984	-0,2664	0,1537	1,0041	2,6708	-2,9399	-2,5512
-25	0,7643	0,8428	0,9315	1,0182	1,0903	1,1327	1,1272
-25	0,1072	0,3655	0,6244	0,8853	1,1514	1,4321	1,788
-25	-2,2745	-2,9981	2,8573	2,845	2,9629	3,1276	-2,9711
-25	2,2015	2,0486	2,1274	2,2791	2,4594	2,6518	2,8477
-25	-1,0046	-0,7864	-0,7078	3,0927	-3,0492	-2,826	-2,5893
-25	0,8301	1,0921	1,3505	1,6074	1,864	2,121	2,3797
-25	0,6752	0,7857	0,9056	1,0224	1,1229	1,1884	1,1901
-30	-2,3822	-2,6998	-2,9982	-2,3535	-3,0782	-2,9817	-2,8518
-30	1,0136	1,1708	1,3505	1,44	1,7292	1,9122	2,0771
-30	-0,85	-0,6814	-0,6005	-1,4711	-2,1239	-2,2949	-2,1827
-30	0,8257	0,8717	0,9256	0,8267	1,0191	1,0393	1,0303
-30	0,1387	0,326	0,509	-0,3567	0,8127	0,8647	0,6751
-30	-2,5888	-2,8494	-3,0625	-2,4776	-3,1095	-3,0231	-2,9069
-30	2,5439	2,3989	2,3849	3,1193	2,5566	2,6834	2,816
-30	-1,3826	-1,4063	-1,7101	-1,7848	-2,4836	-2,478	-2,372
-30	1,1493	1,2873	1,4564	1,8344	1,8244	2,0056	2,1722
-30	0,7528	0,8193	0,8944	0,734	1,0244	1,0542	1,0422
-35	-2,5417	-2,6858	-2,825	-2,9021	-2,909	-2,8642	-2,7878
-35	1,231	1,3101	1,4215	1,5473	1,6746	1,7911	1,8806
-35	-1,0699	-1,0142	-1,0694	-1,3124	-1,6602	-1,8563	-1,8789
-35	0,8637	0,8901	0,9219	0,9525	0,9757	0,9857	0,9789
-35	0,1659	0,2917	0,4107	0,5085	0,5632	0,5397	0,3955
-35	-2,6887	-2,8095	-2,9162	-2,9711	-2,9703	-2,9274	-2,8585
-35	2,6538	2,5694	2,5441	2,5696	2,6292	2,7075	2,7918
-35	-1,6308	-1,6879	-1,8488	-2,0575	-2,2011	-2,2411	-2,2041
-35	1,3868	1,4468	1,5465	1,6656	1,7901	1,9077	2,0041
-35	0,803	0,8418	0,8869	0,93	0,9624	0,9764	0,9658
-40	-2,6087	-2,6805	-2,7505	-2,7956	-2,8063	-2,7858	-2,7429
-40	1,3738	1,411	1,4755	1,5534	1,6328	1,7019	1,7475
-40	-1,2267	-1,2151	-1,2686	-1,3912	-1,5406	-1,649	-1,6861
-40	0,8866	0,9014	0,9196	0,937	0,9499	0,955	0,9507
-40	0,1869	0,2654	0,3375	0,3907	0,4106	0,3829	0,3025
-40	-2,732	-2,7929	-2,8482	-2,8812	-2,8856	-2,8644	-2,8252
-40	2,7012	2,6549	2,6362	2,6461	2,6784	2,7244	2,7749
-40	-1,7712	-1,8122	-1,8949	-1,9933	-2,0699	-2,1026	-2,0916
-40	1,5345	1,5585	1,6138	1,6863	1,7639	1,8351	1,8874
-40	0,8341	0,8561	0,8822	0,9069	0,9248	0,9316	0,9246

Dados para análise de regressão (método *wavelet denoising*)

SNR	WAVE-3	WAVE-25	WAVE-2	WAVE-15	WAVE-1	WAVE-05
0	-3,021	-2,548	-2,0586	-1,5542	-1,0411	-0,5237
0	-3,0593	-2,5751	-2,0726	-1,5449	-0,9975	-0,4503
0	-3,004	-2,5099	-2,0167	-1,5206	-1,0171	-0,5051
0	3,1039	-2,5369	-1,8823	-1,2873	-0,7662	-0,2987
0	-2,972	-2,4614	-1,9547	-1,4586	-0,9771	-0,5065
0	-2,9953	-2,5525	-2,1	-1,6228	-1,1107	-0,5657
0	-3,0176	-2,5595	-2,0928	-1,6075	-1,0938	-0,5486
0	-2,9859	-2,4992	-2,0161	-1,5345	-1,0479	-0,5483
0	-3,0015	-2,5143	-2,0179	-1,5163	-1,0159	-0,5181
0	-3,1064	-2,5032	-1,8974	-1,3235	-0,7998	-0,3255
-5	-3,0298	-2,5759	-2,1016	-1,6032	-1,0831	-0,5463
-5	-3,109	-2,6342	-2,1278	-1,5789	-0,9961	-0,4139
-5	-3,0109	-2,5228	-2,0325	-1,5357	-1,0277	-0,5082
-5	2,9091	-2,5893	-1,7401	-1,0795	-0,5802	-0,1615
-5	-2,9418	-2,4236	-1,9192	-1,4338	-0,9674	-0,5129
-5	-2,9976	-2,5875	-2,1649	-1,7107	-1,2046	-0,635
-5	-3,0326	-2,6047	-2,1627	-1,6914	-1,1721	-0,5932
-5	-2,972	-2,4998	-2,031	-1,5606	-1,0801	-0,5794
-5	-2,9962	-2,5182	-2,0304	-1,5348	-1,0358	-0,5345
-5	3,0514	-2,5075	-1,7768	-1,1563	-0,6495	-0,2169
-10	-3,0438	-2,6212	-2,174	-1,6908	-1,164	-0,5924
-10	3,0921	-2,7385	-2,2341	-1,6502	-0,9929	-0,3382
-10	-3,0227	-2,5451	-2,0606	-1,5632	-1,0474	-0,514
-10	2,4107	-2,8668	-1,2337	-0,6565	-0,2893	0,0273
-10	-2,8841	-2,355	-1,8583	-1,3927	-0,9515	-0,5232
-10	-3,0009	-2,639	-2,2648	-1,8572	-1,3826	-0,7899
-10	-3,0548	-2,6733	-2,275	-1,8391	-1,3291	-0,6957
-10	-2,949	-2,5008	-2,0555	-1,6048	-1,1368	-0,6367
-10	-2,9872	-2,5248	-2,052	-1,567	-1,0714	-0,5647
-10	2,7046	-2,5237	-1,4343	-0,8285	-0,4117	-0,0631
-15	-3,0641	-2,6887	-2,2883	-1,8434	-1,3251	-0,6975
-15	2,9673	-2,9138	-2,4423	-1,8211	-0,9844	-0,1593
-15	-3,0422	-2,5826	-2,1094	-1,6129	-1,0844	-0,5252
-15	1,5863	1,0908	0,0405	-0,0663	0,056	0,2375
-15	-2,7695	-2,2323	-1,7583	-1,3289	-0,9275	-0,5389
-15	-3,0052	-2,7063	-2,4009	-2,0756	-1,7007	-1,1844
-15	-3,0839	-2,7659	-2,4367	-2,0789	-1,6471	-0,9945
-15	-2,9135	-2,5024	-2,0936	-1,6761	-1,2337	-0,743
-15	-2,9727	-2,5355	-2,0872	-1,6216	-1,1347	-0,6211
-15	1,7824	0,7996	-0,4688	-0,3215	-0,1087	0,1186
-20	-3,091	-2,78	-2,4526	-2,0916	-1,6554	-1,0094
-20	2,7982	3,1049	-2,8338	-2,3424	-0,935	0,3586

SNR	WAVE-3	WAVE-25	WAVE-2	WAVE-15	WAVE-1	WAVE-05
-20	-3,0732	-2,6441	-2,1938	-1,7051	-1,1583	-0,5486
-20	1,1173	0,8519	0,5182	0,3506	0,344	0,4239
-20	-2,5248	-2,0181	-1,6044	-1,2372	-0,894	-0,5607
-20	-3,01	-2,7828	-2,5594	-2,3435	-2,1462	-2,0145
-20	-3,1176	-2,875	-2,6354	-2,4021	-2,1837	-2,0311
-20	-2,8624	-2,5047	-2,1487	-1,7838	-1,393	-0,9431
-20	-2,9503	-2,5519	-2,1427	-1,7119	-1,2474	-0,7316
-20	1,075	0,672	0,2544	0,1303	0,1759	0,2932
-25	-3,1218	-2,8859	-2,6504	-2,4189	-2,2029	-2,0644
-25	2,6096	2,7944	2,9303	2,8988	2,0704	1,3325
-25	-3,1188	-2,7384	-2,3331	-1,8761	-1,3183	-0,6062
-25	0,9331	0,8029	0,6551	0,5555	0,5279	0,5589
-25	-2,0252	-1,6935	-1,4004	-1,1227	-0,8531	-0,5873
-25	-3,0146	-2,8561	-2,7093	-2,5903	-2,531	-2,605
-25	3,1325	-2,9819	-2,8295	-2,7136	-2,6808	-2,8488
-25	-2,7973	-2,5076	-2,219	-1,9274	-1,6248	-1,2908
-25	-2,9188	-2,575	-2,2224	-1,8501	-1,4405	-0,9564
-25	0,8396	0,6626	0,4825	0,3848	0,3767	0,4296
-30	3,1314	-2,9884	-2,8395	-2,7255	-2,6921	-2,8505
-30	2,4419	2,532	2,5473	2,4192	2,1095	1,8106
-30	3,1048	-2,8669	-2,5402	-2,1756	-1,701	-0,8259
-30	0,8519	0,7843	0,7101	0,6549	0,6331	0,6449
-30	-1,4087	-1,3358	-1,1839	-1,0028	-0,8104	-0,6152
-30	-3,0184	-2,9155	-2,8264	-2,7671	-2,7601	-2,8317
-30	3,1049	-3,0697	-2,9813	-2,9329	-2,9532	-3,0721
-30	-2,7267	-2,5106	-2,2956	-2,0869	-1,8929	-1,7333
-30	-2,8797	-2,6034	-2,3228	-2,0342	-1,7307	-1,3902
-30	0,7473	0,6595	0,5707	0,5127	0,498	0,5213
-35	3,1064	-3,0719	-2,9859	-2,9379	-2,9558	-3,0676
-35	2,3184	2,3583	2,3441	2,2593	2,1172	1,9779
-35	3,0374	-3,0159	-2,7934	-2,5889	-2,4396	-2,6821
-35	0,8119	0,7756	0,7363	0,7057	0,6918	0,6965
-35	-1,0401	-1,064	-1,0033	-0,8984	-0,7725	-0,6399
-35	-3,0211	-2,9579	-2,9061	-2,8771	-2,8821	-2,9276
-35	3,0846	-3,1325	-3,0834	-3,064	-3,0864	3,129
-35	-2,6618	-2,5135	-2,366	-2,2314	-2,1265	-2,0828
-35	-2,8382	-2,6336	-2,4297	-2,2343	-2,0616	-1,9494
-35	0,7043	0,6582	0,6116	0,5787	0,5675	0,5782
-40	3,0878	-3,1323	-3,0851	-3,0659	-3,0862	3,1339
-40	2,2367	2,2542	2,2397	2,1913	2,1202	2,0502
-40	2,9717	3,1233	-3,0338	-2,9627	-3,0126	2,9839
-40	0,7908	0,7711	0,75	0,7332	0,7249	0,7269
-40	-0,866	-0,8971	-0,876	-0,8194	-0,7428	-0,6594
-40	-3,023	-2,9859	-2,9567	-2,9424	-2,9479	-2,9743
-40	3,0709	3,1093	3,1361	-3,1393	3,1285	3,0912
-40	-2,6099	-2,5158	-2,4224	-2,3424	-2,291	-2,2877
-40	-2,8	-2,6613	-2,5267	-2,4101	-2,333	-2,3342
-40	0,6822	0,6575	0,6325	0,6143	0,6072	0,6123

SNR	WAVE0	WAVE+05	WAVE+1	WAVE+15	WAVE+2	WAVE+25	WAVE+3
0	-0,0018	0,5255	1,0527	1,5678	2,0617	2,5355	2,9991
0	0,077	0,5784	1,0609	1,5349	2,0072	2,4801	2,9539
0	0,0106	0,5223	1,025	1,5198	2,0114	2,5041	2,9988
0	0,1358	0,5514	0,9583	1,3668	1,7907	2,2503	2,7721
0	-0,0361	0,4461	0,9474	1,465	1,9884	2,5078	3,0215
0	-0,0046	0,5519	1,0913	1,6099	2,1065	2,5808	3,0359
0	0,0152	0,5726	1,1038	1,6053	2,0841	2,5491	3,0072
0	-0,0323	0,4947	1,0204	1,5349	2,0366	2,5302	3,0205
0	-0,0176	0,4919	1,0104	1,5287	2,0354	2,5268	3,0089
0	0,1117	0,528	0,9399	1,3636	1,8148	2,3072	2,849
-5	0,0026	0,556	1,0991	1,6159	2,1	2,5574	3,0016
-5	0,1332	0,6371	1,1094	1,5646	2,0133	2,4615	2,9137
-5	0,016	0,5346	1,0408	1,5351	2,0228	2,509	2,9961
-5	0,2185	0,5796	0,933	1,2885	1,659	2,0678	2,5611
-5	-0,0575	0,413	0,9091	1,4317	1,9702	2,5102	3,0433
-5	-0,0184	0,5991	1,1768	1,7032	2,1843	2,6304	3,0526
-5	0,0261	0,633	1,1869	1,6859	2,146	2,5835	3,0102
-5	-0,0536	0,4902	1,0341	1,562	2,0692	2,5603	3,0416
-5	-0,0264	0,4934	1,022	1,5471	2,0553	2,5434	3,0189
-5	0,1732	0,5426	0,9078	1,2841	1,6889	2,146	2,6902
-10	0,0117	0,6171	1,1863	1,7001	2,1634	2,5924	3,0057
-10	0,2406	0,7402	1,189	1,6113	2,0227	2,4327	2,8492
-10	0,0262	0,5573	1,0692	1,5621	2,0424	2,5174	2,9914
-10	0,3253	0,6151	0,9013	1,1874	1,479	1,7874	2,145
-10	-0,0929	0,3565	0,8407	1,3688	1,9343	2,515	3,0861
-10	-0,0528	0,7109	1,3511	1,8677	2,3081	2,7047	3,0769
-10	0,0523	0,7652	1,3452	1,8224	2,243	2,6351	3,0148
-10	-0,0947	0,4813	1,0608	1,6129	2,1278	2,6123	3,0768
-10	-0,0429	0,4961	1,0438	1,5807	2,0907	2,5723	3,036
-10	0,2558	0,5618	0,8654	1,1757	1,5045	1,8733	2,3384
-15	0,0336	0,7515	1,3515	1,841	2,2612	2,6441	3,0115
-15	0,448	0,9117	1,3094	1,6783	2,0359	2,392	2,7547
-15	0,0455	0,5994	1,12	1,6085	2,0754	2,5311	2,9837
-15	0,441	0,6532	0,8672	1,0777	1,2786	1,4581	1,5825
-15	-0,1474	0,2652	0,7213	1,2468	1,8576	2,5256	-3,1075
-15	-0,1895	1,0616	1,7094	2,1317	2,4825	2,8028	3,1083
-15	0,1452	1,0974	1,6362	2,0328	2,3787	2,7039	3,0207
-15	-0,1778	0,4623	1,1167	1,7118	2,2321	2,6984	3,1324
-15	-0,075	0,5016	1,0857	1,6424	2,1524	2,6207	3,0639
-15	0,3503	0,5835	0,8172	1,0506	1,2821	1,5069	1,7077
-20	0,1143	1,102	1,6589	2,0582	2,3985	2,7136	3,0192
-20	0,8284	1,1674	1,4717	1,7641	2,0525	2,3406	2,631
-20	0,0857	0,6819	1,2121	1,6875	2,1288	2,5529	2,9717
-20	0,5463	0,6882	0,8357	0,9774	1,0998	1,1815	1,1811
-20	-0,225	0,1277	0,5208	1,0001	1,6591	2,5564	-2,8881
-20	-2,4782	2,2465	2,2874	2,4727	2,6889	2,9149	-3,1395

SNR	WAVE0	WAVE+05	WAVE+1	WAVE+15	WAVE+2	WAVE+25	WAVE+3
-20	2,1601	1,8843	2,0774	2,3046	2,5421	2,784	3,0276
-20	-0,3674	0,4119	1,256	1,9155	2,4146	2,8334	-3,0692
-20	-0,1434	0,5135	1,1734	1,7595	2,2593	2,6993	3,1075
-20	0,4422	0,6048	0,7702	0,9295	1,0699	1,1674	1,1658
-25	2,3826	1,9382	2,1146	2,3329	2,5615	2,7939	3,0281
-25	1,3245	1,4657	1,6522	1,8573	2,0704	2,285	2,4953
-25	0,1823	0,8527	1,3768	1,8146	2,2094	2,5848	2,9541
-25	0,6273	0,7159	0,8109	0,8998	0,9692	1,0022	0,9784
-25	-0,3217	-0,0517	0,2305	0,5441	0,9825	2,8176	-2,2653
-25	-2,9279	2,9385	2,7653	2,7804	2,8815	3,0212	-3,1056
-25	2,9478	2,5678	2,4954	2,5683	2,7018	2,8625	3,0343
-25	-0,8519	0,1544	1,744	2,3298	2,701	3,0198	-2,9633
-25	-0,3159	0,547	1,3822	1,9827	2,4342	2,8168	-3,1135
-25	0,5175	0,6225	0,7313	0,8317	0,9092	0,9429	0,9039
-30	2,977	2,6068	2,5275	2,5927	2,7187	2,6068	3,0367
-30	1,6965	1,7194	1,8132	1,9421	2,0867	1,7194	2,3729
-30	0,5084	1,2193	1,6489	1,998	2,3178	1,2193	2,9313
-30	0,6824	0,7353	0,7934	0,8467	0,8851	0,7353	0,8786
-30	-0,4231	-0,2416	-0,0846	0,0101	-0,095	-0,2416	-1,3577
-30	-2,9863	3,1212	3,0101	2,986	3,0266	3,1212	-3,078
-30	3,0116	2,8337	2,7537	2,7631	2,8295	2,8337	3,0399
-30	-1,6802	-2,1812	3,0153	2,9187	3,0459	-2,1812	-2,8475
-30	-0,8999	0,7716	1,9513	2,3682	2,6835	0,7716	-3,0356
-30	0,5711	0,6354	0,703	0,7632	0,8047	0,6354	0,7839
-35	3,0267	2,8556	2,7757	2,7817	2,8435	2,9364	3,0439
-35	1,8987	1,8894	1,9326	2,008	2,0997	2,1944	2,2796
-35	1,8577	1,8353	2,0074	2,2178	2,4423	2,6729	2,9057
-35	0,717	0,7478	0,7822	0,8133	0,8344	0,84	0,8271
-35	-0,5124	-0,4028	-0,3314	-0,3335	-0,4625	-0,7255	-0,9674
-35	-3,0066	-3,0927	3,1282	3,1058	3,1216	-3,1179	-3,058
-35	3,0322	2,9427	2,8912	2,8855	2,9176	2,9746	3,0441
-35	-2,1611	-2,4325	-2,774	-2,9427	-2,9477	-2,8659	-2,7418
-35	-2,0449	-2,8714	2,839	2,8316	2,9619	3,137	-2,9523
-35	0,606	0,6439	0,6843	0,7194	0,7416	0,7445	0,7247
-40	3,0433	2,9584	2,9083	2,9014	2,9305	2,9837	3,0493
-40	2,0042	1,9923	2,0119	2,0541	2,1089	2,1661	2,2158
-40	2,5548	2,344	2,3377	2,4281	2,5631	2,7184	2,8807
-40	0,7381	0,7555	0,7752	0,7928	0,8044	0,8069	0,7992
-40	-0,5807	-0,5192	-0,4897	-0,5087	-0,5865	-0,7071	-0,8218
-40	-3,0158	-3,0604	-3,0945	-3,1093	-3,103	-3,0793	-3,0447
-40	3,0414	2,9947	2,9648	2,9583	2,974	3,006	3,0469
-40	-2,352	-2,483	-2,6315	-2,7312	-2,7587	-2,7275	-2,6588
-40	-2,4746	-2,7621	-3,0163	-3,1104	-3,0857	-2,9971	-2,876
-40	0,6276	0,6493	0,6726	0,6925	0,7044	0,705	0,6934

Anexo F – Dados reais: relação sinal-ruído

PVE2703	rls/dft	den/dft	PVE2669	rls/dft	den/dft
	1,22	1,52		0,96	1,17
	1,12	0,89		2,31	0,16
	0,80	0,54		1,16	0,86
	3,89	10,42		1,44	0,81
	5,63	8,90		2,84	5,09
	0,28	1,03		0,85	1,63
	0,64	1,06		1,05	1,39
	3,43	12,47		6,59	8,98
	1,37	6,81		0,62	1,17
PVE2702	0,73	0,45	PVE2664	0,93	1,19
	2,29	9,27		0,98	1,20
	1,60	2,03		2,53	0,87
	0,55	0,49		1,17	0,78
	0,54	1,29		0,71	0,45
	0,24	0,32		1,30	0,69
	0,72	12,30		1,53	6,14
	0,50	0,89		1,06	0,93
	0,83	6,30		0,91	2,46
	1,39	0,89		2,46	4,00
PVE2706	0,89	4,13	PVE2726	1,15	0,53
	1,76	1,11		0,83	2,10
	1,52	0,56		6,02	2,64
	2,13	8,05		0,71	1,28
	1,34	2,27		2,54	1,93
	2,55	4,28		0,31	2,89
	0,49	0,57		7,94	2,62
	1,53	14,17		0,23	1,40
	0,62	0,20		1,33	2,19
	0,09	0,02		2,04	2,37
PVE2714	1,00	0,23	PVE2753	0,61	0,48
	2,10	1,69		2,59	4,37
	1,12	1,64		1,27	0,76
	2,21	1,44		2,32	0,49
	1,85	2,50		0,78	0,93
	5,56	16,21		6,19	11,78
	1,31	0,91		0,79	1,59
	0,34	0,43		1,35	1,69
	0,83	0,29		0,71	0,32
	1,69	6,55		0,32	0,48
	0,62	0,75		3,50	3,50

PVE2689	2,27	1,90
	1,22	0,25
	1,37	1,91
	1,87	2,39
	2,00	0,19
	0,98	3,51
	1,63	0,29
	1,39	4,50
	4,38	9,06
	1,30	7,91
PVE2675	0,45	1,09
	2,38	0,31
	0,41	1,08
	0,21	0,75
	1,52	2,66
	0,11	0,43
	0,20	0,49
	0,52	0,23
	0,68	6,23
	0,45	1,60
PVE1604	1,81	0,09
	1,14	2,60
	2,41	8,48
	1,67	6,35
	1,40	0,89
	0,19	0,31
	1,49	0,36
	0,57	3,25
	1,79	0,52
	1,09	3,28
PVE2716	0,99	0,75
	0,27	0,13
	1,08	1,60
	0,77	0,15
	1,03	0,43
	1,02	2,90
	3,47	1,98
	0,62	1,72
	0,60	0,53
	1,20	0,86
PVE2676	0,36	2,07
	2,61	1,76
	0,50	0,14
	1,50	0,30
	1,54	2,59
	3,13	7,01
	0,44	0,41
	0,85	0,45
	1,39	0,23
	1,38	1,12

PVE2751	1,49	2,21
	1,24	5,04
	1,57	1,44
	3,98	12,60
	6,00	0,55
	0,25	2,57
	0,35	0,23
	0,32	0,77
	1,61	5,61
	5,47	5,20
PVE2742	4,03	5,11
	1,80	0,50
	0,91	1,06
	0,51	2,21
	0,52	0,15
	1,09	0,10
	0,21	1,74
	1,62	0,80
	1,54	5,33
	1,47	0,57
PVE2731	0,95	0,08
	1,12	1,06
	1,60	1,03
	3,40	0,19
	0,88	1,06
	2,77	2,15
	1,06	1,55
	0,67	0,74
	0,71	1,68
	1,09	0,45
PVE2729	2,04	1,56
	1,67	0,82
	2,19	1,14
	0,34	0,01
	0,88	0,15
	0,65	0,59
	0,70	0,06
	0,47	0,39
	1,33	2,00
	3,56	8,95
PVE2734	0,67	0,50
	2,38	1,74
	1,97	0,33
	2,07	0,97
	0,99	0,59
	0,47	1,17
	0,16	0,03
	3,20	0,30
	0,65	0,71
	3,28	3,16

Paired T-Test and CI: norcia; wavelet denoising

Paired T for norcia - wavelet denoising

	N	Mean	StDev	SE Mean
norcia	180	1,54307	1,34177	0,10001
wavelet denoising	180	2,33990	3,02433	0,22542
Difference	180	-0,796831	2,605577	0,194208

95% CI for mean difference: (-1,180063; -0,413599)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = -4,10

P-Value = 0,000

Paired T-Test and CI: norcia; wavelet denoising

Paired T for norcia - wavelet denoising

	N	Mean	StDev	SE Mean
norcia	180	1,54307	1,34177	0,10001
wavelet denoising	180	2,33990	3,02433	0,22542
Difference	180	-0,796831	2,605577	0,194208

95% upper bound for mean difference: -0,475725

T-Test of mean difference = 0 (vs < 0): T-Value = -4,10

P-Value = 0,000

Anexo G – Dados reais: comportamento da fase

NORCIA				WAVELET			
DFT		RLS	diferença absoluta	DFT		DENOISING	diferença absoluta
PVE2703	53	16	37	53	-7	60	
	-69	8	77	-69	9	78	
	66	6	60	66	50	16	
	-16	-35	19	-16	-51	35	
	-9	65	74	-9	90	99	
	-88	19	107	-88	-51	37	
	71	35	36	71	14	57	
	159	116	43	159	134	25	
PVE2702	150	120	30	150	124	26	
	75	154	79	75	130	55	
	-113	-132	19	-113	-119	6	
	-96	-91	5	-96	-79	17	
	-90	-41	49	-90	-58	32	
	66	80	14	66	38	28	
	100	154	54	100	152	52	
	113	144	31	113	-111	224	
PVE2706	78	132	54	78	105	27	
	46	164	118	46	55	9	
	-11	127	138	-111	-120	9	
	-122	39	161	-122	90	212	
	-70	-85	15	-70	-42	27	
	-85	-69	16	-85	-103	19	
	55	-31	86	55	-112	167	
	24	35	11	24	58	33	
PVE2714	-63	-133	70	-63	67	131	
	152	-73	225	152	158	6	
	-101	31	132	-101	-55	46	
	79	161	82	79	27	52	
	-103	138	241	-103	-76	27	
	86	156	70	86	97	11	
	-128	161	289	-128	138	266	
	-143	-140	3	-143	-139	3	
	-86	-142	56	-86	5	91	
	92	-107	199	92	-25	117	
	-6	-151	145	-6	162	168	
	-150	-130	20	-150	-113	37	
	-113	-149	36	-113	105	218	
	60	90	30	60	-70	130	
	124	178	54	124	107	17	
	-127	-161	34	-127	-139	12	

PVE2689	64	83	19	64	118	54
	98	68	30	98	48	49
	-64	44	108	-64	13	77
	57	39	18	57	48	9
	79	36	43	79	91	12
	-24	30	54	-24	12	35
	107	-97	204	107	122	15
	176	153	23	176	147	29
	128	-77	205	128	126	2
	-31	-101	70	-31	-47	16
PVE2675	-134	175	309	-134	-135	1
	122	57	65	122	17	105
	40	73	33	40	30	9
	105	-143	248	105	138	34
	-62	48	110	-62	-145	83
	89	-90	179	89	141	52
	-84	22	106	-84	-21	63
	47	-7	54	47	77	30
	-68	-66	2	-68	-80	12
	142	-110	252	142	170	27
PVE1604	-113	-64	49	-113	-150	37
	-22	-69	47	-22	-45	23
	169	-62	231	169	-50	220
	6	81	75	6	1	5
	155	-45	200	155	-33	188
	-51	-44	7	-51	106	158
	111	-175	286	111	66	45
	-153	-146	7	-153	-153	0
	78	-149	227	78	174	95
	-137	-158	21	-137	-153	16
PVE2716	-36	-7	29	-36	-4	32
	-22	-21	1	-22	-25	3
	127	146	19	127	134	7
	-141	-157	16	-141	-145	4
	138	119	19	138	-166	304
	87	97	10	87	85	2
	-3	-42	39	-3	-130	127
	-62	30	92	-62	-48	14
	70	20	50	70	76	6
	-11	20	31	-11	36	47
PVE2676	20	-49	69	20	-20	40
	125	91	34	125	103	22
	73	62	11	73	59	14
	-54	70	124	-54	64	118
	107	73	34	107	109	2
	-62	42	104	-62	-166	104
	79	24	55	79	-16	96
	-73	-62	11	-73	-47	26
	-87	-89	2	-87	-130	43
	-5	27	32	-5	15	19

PVE2669	-63	-57	6	-63	-57	6
	-82	-46	36	-82	-92	10
	-21	-11	10	-21	-13	8
	12	2	10	12	14	2
	-47	-15	32	-47	-55	8
	35	21	14	35	40	5
	-20	-31	11	-20	-12	8
	-103	-63	40	-103	-72	32
	-48	-66	18	-48	-10	38
	-144	-163	19	-144	-179	0
PVE2664	8	-33	41	8	-13	20
	25	11	14	25	-27	52
	-66	43	109	-66	10	76
	78	79	1	78	78	1
	97	91	6	97	125	28
	67	-70	137	67	22	46
	-97	-170	73	-97	-125	27
	-176	-126	50	-176	-143	33
	-71	99	170	-71	118	190
	125	123	2	125	121	4
PVE2726	-26	82	108	-26	-7	19
	89	131	42	89	118	29
	158	147	11	158	135	23
	128	140	12	128	143	15
	123	-114	237	123	118	5
	-5	-170	165	-5	-97	92
	-124	-109	15	-124	176	300
	35	-58	93	35	-40	75
	-57	-49	8	-57	-55	2
	-58	-38	20	-58	-29	29
PVE2753	2	-28	30	2	2	0
	-32	-12	20	-32	-28	4
	16	2	14	16	39	23
	29	20	9	29	21	8
	-8	23	31	-8	79	87
	-156	143	299	-156	-174	18
	137	29	108	137	132	4
	-19	17	36	-19	45	64
	19	118	99	19	66	47
	-108	-17	91	-108	-55	54
PVE2751	43	-48	91	43	-18	61
	6	-122	128	6	33	27
	85	73	12	85	74	10
	2	57	55	2	63	61
	4	39	35	4	-91	95
	78	36	42	78	3	76
	-97	-176	79	-97	-111	14
	102	126	24	102	-170	272
	58	36	22	58	-4	62
	39	98	59	39	80	41

PVE2742	-62	-16	46	-62	-66	4
	10	-6	16	10	23	14
	-3	48	51	-3	7	10
	136	156	20	136	118	18
	-118	-84	34	-118	-72	46
	47	-84	131	47	126	79
	-75	-42	33	-75	-66	9
	137	-116	253	137	151	13
	-90	-79	11	-90	-41	49
	19	-113	132	19	-79	98
PVE2731	81	-15	96	81	0	81
	-35	11	46	-35	-22	14
	8	0	8	8	21	13
	-63	-65	2	-63	-33	30
	-67	-7	60	-67	-55	12
	41	-97	138	41	52	11
	-119	-114	5	-119	-138	19
	-112	-82	30	-113	-124	12
	-48	-21	27	-48	29	77
	92	88	4	92	7	85
PVE2729	51	60	9	51	68	18
	73	50	23	73	68	5
	-17	43	60	-17	24	41
	94	11	83	94	-168	261
	-113	13	126	-113	-61	52
	74	138	64	74	130	56
	-121	116	237	-121	-120	1
	90	154	64	90	86	4
	-92	-108	16	-92	148	239
	53	23	30	53	-69	123
PVE2734	126	146	20	126	134	8
	139	127	12	139	140	2
	152	148	4	152	123	29
	167	149	18	167	148	18
	136	155	19	136	141	6
	-102	145	247	-102	-97	5
	84	169	85	84	122	38
	-14	-178	164	-14	-120	106
	-159	-161	2	-159	-162	3
	-139	156	295	-139	133	272

correlacao	0,418
------------	-------

correlação	0,603
------------	-------

Correlations: dft; rls

Pearson correlation of dft and rls = 0,418
P-Value = 0,000

Correlations: dft; wavelet denoising

Pearson correlation of dft and wavelet denoising =
 0,603
 P-Value = 0,000

Paired T-Test and CI: delta; delta_wave

delta = |dft - rls|
 delta_wave = |dft - wavelet denoising|

Paired T for delta - delta_wave

	N	Mean	StDev	SE Mean
delta	180	69,9889	73,8035	5,5010
delta_wave	180	52,2500	64,8777	4,8357
Difference	180	17,7389	87,3212	6,5085

95% CI for mean difference: (4,8956; 30,5822)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = 2,73

P-Value = 0,007

REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS

Aldroubi A, Unser M (editors). *Wavelets in Medicine and Biology*. CRC Press, Boca Raton, FL, 1996.

Arneodo A, D'Aubenton-Carafa Y, Bacry E, Graves PV, Muzy JF, Thermes C. Wavelet based fractal analysis of DNA sequences. *Physica D*. 1996; 1328:1-30.

Arneodo A, D'Aubenton-Carafa Y, Bacry E, Graves PV, Muzy JF, Thermes C. What can we learn with wavelets about DNA sequences? *Physica D*. 1998; 249: 439-448.

Audit B, Thermes C, Vaillant C, D'Aubenton-Carafa Y, Muzy JF, Arneodo A. Long-range correlations in genomic DNA: a signature of nucleosomal structure. *Phys Rev Lett*. 2001; 86:2471-4.

Audit B, Thermes C, Vaillant C, D'Aubenton-Carafa Y, Muzy JF, Arneodo A. Long-range correlations between DNA bending sites: relation to the structure and dynamics of nucleosomes. *J Mol Biol*. 2002; 316: 903-18.

Bach M, Meigen T. Do's and don'ts in Fourier analysis of steady-state potentials. *Documenta Ophthalmologica*. 1999; 99: 69-82.

Birch EE, Hoffman DR, Uauy R, Birch DG, Prestidge C. Visual acuity and the essentiality of docosahexaenoic acid and arachadonic acid in the diet of term infants. *Pediatr Res*. 1998; 44: 201-9.

Bradnam MS, Cluckie A, Damato BE, Evans AL, Keating D, Montgomery DM. Adaptive filtering of steady state visual evoked cortical potentials. 30th *Symp Int Soc Clin Electrophysiol Vision*. 1992.

Bradnam MS. *Visual field analysis using digital signal processing of visual evoked potentials* [tese]. Universidade de Glasgow, p. 130-3, 1994.

Cibis GW, Fitzgerald KM. Amblyopia in unilateral congenital ptosis: early detection by sweep visual evoked potential. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*. 1995; 233(10):605-9.

Cluckie A, Bradnam MS. The measurement of steady-state visual evoked cortical potentials using an adaptive noise canceller. *Physiol Meas*. 1994; 15: 429-45.

Costa MF, Salomão SR, Berezovsky A, de Haro FM, Ventura DF. Relationship between vision and motor impairment in children with spastic cerebral palsy: new evidence from electrophysiology. *Behavioural Brain Research*. 2004; 149:145-50.

Costa MF. *Acuidade visual em crianças portadoras de paralisia cerebral do tipo espástico pelo método dos potenciais visuais evocados de varredura* [dissertação]. São Paulo: Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo; 2001.

Dale A, Bennett PJ, Banks MS. The Effects of Luminance on FPL and VEP Acuity in Human Infants. *Vision Res*. 1992; 32(11):2005-12.

Dantas AM, Costa JGC, Pacini Neto L, Yamane R, Elias CA. *Eletrofisiologia Ocular*. Rio de Janeiro: Ed. Cultura Médica; 1995. p. 228.

Dickhaus H, Khadra L, Brachmann J. Time-frequency analysis of ventricular late potentials. *Methods Inf Med*. 1994; 33(2):187-95.

Dodin G, Vandergheynst P, Levoir P, Cordier C, Marcourt L. Fourier and wavelet transform analysis, a tool for visualizing regular patterns in DNA sequences. *J Theor Biol*. 2000; 206: 323-6.

Fawcett SL, Birch EE. Motion VEPs, stereopsis, and Bifoveal Fusion in Children with Strabismus. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2000; 41(2):411-6.

Field DJ, Olshausen BA. Sparse coding of sensory inputs. *Current Opinion in Neurobiology*. 2004; 14: 481-7.

Field DJ. Wavelets, vision and the statistics of natural scenes. *Phil Trans R Soc Lond*. 1999; 357:2527-42.

Gottlob I, Fendick MG, Guo S, Zubcov AA, Odom JV, Reinecke RD. Visual acuity measurements by swept spatial frequency visual-evoked-cortical potential (VECPs): clinical application in children with various visual disorders. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus*. 1990; 27: 40-7.

Grenfell BT, Bjornstad ON, Kappey J. Travelling waves and spatial hierarchies in measles epidemics. *Nature*. 2001; 414: 716-23.

Harding GFA, Odom JV, Spileers W, Spekreijse H. Standard for visual evoked potentials 1995. *Vision Res*. 1996; 36: 3567-72.

Hart WM. *Adler's physiology of the eye: clinical application*. 9th. edition, St. Louis, Mosby Year Book, Inc, p. 531-546, 1992.

Herrmann CS, Grigutsch M, Busch NA. *Event-related potentials: a method handbook*. Todd Handy (ed.), p. 229-259, Cambridge, MIT Press, 2005.

Hirakawa H, Muta S, Kuhara S. The hydrophobic cores of proteins predicted by wavelet analysis. *Bioinformatics*. 1999; 15: 141-8.

Hoffman DR, Birch EE, Castañeda YS, Fawcett SL, Wheaton DH, Birch DG, Uauy R. Visual function in breast-fed term infants weaned to formula with or without long-chain polyunsaturates at 4 to 6 months: a randomized clinical trial. *J Pediatr*. 2003; 142: 669-77.

Hubel DH, Wiesel TN. Receptive fields, binocular interaction and functional architecture in the cat's striate cortex. *J Physiol*. 1962; 160: 106-54.

Jampolsky A, Norcia AM, Hamer RD. Preoperative alternate occlusion decreases motion processing abnormalities in infantile esotropia. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus*. 1994; 31: 6-17.

Katsumi O, Arai M, Wajima R, Denno S, Hirose T. Spatial frequency sweep pattern reversal VER acuity vs Snellen visual acuity: Effect of optical defocus. *Vision Res*. 1996; 36(6): 903-9.

Khadra L, Dickhaus H, Lipp A. Representations of ECG-late potentials in the time frequency plane. *J Med Eng Technol*. 1993; 17(6):228-31.

Kochs E, Stockmanns G, Thompson C, Nahm W. Wavelet Analysis of Middle Latency Auditory Evoked Responses. *Anesthesiology*. 2001; 95(5):1141-50.

Li C, Zheng C, Tai C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1995; 42(1): 21-8.

Li S, Hu K, Cai N, Su W, Xiong H, Lou Z, Lin T, Hu Y. Automatic analysis of image of surface structure of cell-wall-deficient EVC. *Biomed Mater Eng*. 2001; 11:159-66.

Liò P, Vannucci M. Finding pathogenicity islands and gene transfer events in genome data. *Bioinformatics*. 2000b; 16:932-40.

Liò P, Vannucci M. Wavelet change-point prediction of transmembrane proteins. *Bioinformatics*. 2000a; 16: 376-82.

Liò P. Wavelets in bioinformatics and computational biology: state of art and perspectives. *Bioinformatics Review*. 2003; 19:2-9.

Mallat S. A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell*. 1989; 2(7):674-93.

Malmivuo J, Plonsey R. *Bioelectromagnetism – Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*, Oxford University Press, New York, 1995.

Mandell AJ, Owens MJ, Selz KA, Morgan WN, Shlesinger MF, Nemeroff CB. Mode matches in hydrophobic free energy eigenfunctions predict peptideprotein interactions. *Biopolymers*. 1998; 46: 89-101.

Mandell AJ, Selz KA, Shlesinger MF. Wavelet transformation of protein hydrophobicity sequences suggests their memberships of structural families. *Physica A*. 1997; 244:254-62.

Meigen T, Bach M. On the statistical significance of electrophysiological steady-state responses. *Documenta Ophthalmologica*. 2000; 98:207-232.

Meste O, Rix H, Caminal P, Thakor NV. Ventricular late potentials characterization in time-frequency domain by means of a wavelet transform. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1994; 41: 625-34.

Morozov P, Sitnikova T, Churchill G, Ayala FJ, Rzhetsky A. A new method for characterizing replacement rate variation in molecular sequences. *Genetics*. 2000; 154: 381-95.

Moskowitz A, Sokol S. Spatial and temporal interaction of pattern-evoked cortical potentials in human infants. *Vision Res*. 1980; 20:699-707.

Murray KB, Gorse D, Thornton JM. Wavelet transforms for the characterization and detection of repeating motifs. *J Mol Biol*. 2002; 316: 341-63.

Nijhawan R. Visual decomposition of colour through motion extrapolation. *Nature*. 1997; 386:66-9.

Norcia AM, Tyler CW, Hamer RD. High visual contrast sensitivity in the young human infant. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 1988; 29(1):44-9.

Norcia AM, Tyler CW. Infant VEP acuity measurements: analysis of individual differences and measurement error. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1985a; 61:359-369.

Norcia AM, Tyler CW. Spatial frequency sweep VEP: visual acuity during the first year of life. *Vision Res.* 1985b; 25:1399-1408.

Olson T, Healy D, Weaver JB, Destefano JS. Fast updating in MRI via multiscale localization. *Proc SPIE Conf Wavelet Applicat in Signal and Image Process.* 1993; San Diego, CA, 2034:70-83.

Orfanidis SJ. *Optimum signal processing: an introduction.* Macmillan, New York, 1989.

Peli E, McCormack G, Sokol S. Signal to noise considerations in the analysis of sweep visual-evoked potentials. *Applied Optics.* 1988; 27(6):1094-98.

Quiroga RQ, Sakowitz OW, Basar E, Schürmann M. Wavelet Transform in the analysis of the frequency composition of evoked potentials. *Brain Research Protocols.* 2001; 8:16-24.

Rio DE, Rawlings RR, Ruttimann EU, Momenan R. Study of statistical methods applied in the spatial, wavelet and fourier domain to enhance and analyze group characteristics of images: application to positron emission tomography brain images. *Proc SPIE Conf Mathemat Methods in Med Imag III.* 1994; 2299:194-206.

Ruttimann UE, Unser M, Rio D, Rawlings RR. Use of wavelet transform to investigate differences in brain PET images between patients. *Proc SPIE Conf Mathemat Methods in Med Imaging II.* 1993; 2035:192-203.

Rzhetsky A, Morozov P. Markov chain Monte Carlo computation of confidence intervals for substitution-rate variation in proteins. *Pac Symp Biocomp.* 2001; 2001: 203-214.

Salomão SR. Desenvolvimento da acuidade visual de grades. *Psicologia USP.* 2007; 18(2):63-81.

Schreiner CE, Read HL, Sutter ML. Modular organization of frequency integration in primary auditory cortex. *Annual Review of Neuroscience.* 2000; 23:501-29.

Senhadji L, Carrault G, Bellanger JJ, Passariello G. Comparing wavelet transforms for recognizing cardiac patterns. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 1995; 14(2):167-73.

Smith SW. *The Scientists and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. San Diego: California Technical Publishing; 1997. cap. 8.

Sokol S. Measurement of infant visual acuity from pattern reversal evoked potentials. *Vision Res*. 1978; 18: 33-9.

Tang Y, Norcia AM. An adaptive filter for steady-state evoked responses. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*. 1995a; 96:268-77.

Tang Y, Norcia AM. Application of adaptive filtering to steady-state evoked response. *Med Biol Eng Comput*. 1995b; 33:391-5.

Tang Y, Norcia AM. Improved processing of the steady-state evoked potential. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1993; 88:323-34.

Till C, Rovet JF, Koren G, Westall CA. Assessment of Visual Functions Following Prenatal Exposure to Organic Solvents. *Neurotoxicology*. 2003; 24; 725–31.

Tuteur F. Wavelet transformations in signal detection. *Wavelets: Time-Frequency Methods and Phase Space*, J. Combes, A. Grossman and P. Tchamitchian Eds. New York: Springer-Verlag, p. 132-137, 1989.

Unser M, Thévenaz P, Lee C, Ruttimann UE. Registration and statistical analysis of PET images using wavelet transform. *IEEE Eng in Med and Biol Mag*. 1995; 14(5): 603-11.

Victor JD, Mast J. A new statistic for steady-state evoked potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1991; 78(5):378-88.

Wang C, Gao RX. Wavelet Transform with spectral post-processing for enhanced feature extraction. *IEEE Trans on Instrumentation and Measurement*. 2003; 52(4): 1296-1301.

Weaver JB, Yansun X, Healy Jr DM.; Cromwell LD. Filtering noise from images with wavelet transforms. *Magnetic Resonance In Medicine*. 1991; 21(2):288-95.

Widrow B, Glover JR, McCool JM, Kaunitz J, Williams CS, Hearn RH, Zeidler JR, Dong E, Goodlin RC. Adaptive noise canceling: principles and applications. *Proc IEEE*. 1975; 63:1692-1716.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

Addison PS. Wavelet transforms and de ECG: a review. *Physiol Meas.* 2005; 26(2005):155-99.

Ademoglu A, Micheli-Tzanakou E, Istefanopoulos Y. Analysis of Pattern Reversal Visual Evoked Potentials (PRVEP's) by Spline Wavelets. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 1997; 44(9):881-90.

Argoud FIM, Azevedo FM, Marino Neto J. Estudo comparativo entre funções wavelet e suas diferentes aplicabilidades em reconhecimento de padrões epileptogênicos em eletroencefalograma. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica.* 2004; 20(2-3):49-59.

Burrus CS, Gopinath RA, Guo H. *Introduction to Wavelets and Wavelet Transforms: A Primer.* 6th edition. New Jersey: Prentice-Hall; 1998.

Camps G, Martínez M, Soria E. Fetal ECG Extraction using FIR Neural Network. *Computers in Cardiology.* 2001;28:249-52.

Kuklin SG, Dzizinskii AA, Titov YM, Temnikov AA. Continuous Wavelet Analysis: A New Method for Studying Nonstationary Oscillations in the Cardiac Rhythm. *Fiziologiya Cheloveka.* 2006; 32(1):132-8.

Morettin PA. *Ondas e Ondeletas: da análise de Fourier à análise de ondeletas.* São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo; 1999.

Peterzell DH, Norcia AM. Spatial Frequency Masking with the Sweep-VEP. *Vision Res.* 1997; 37(17):2349-59.

Rao RM, Bopardikar AS. *Wavelet Transforms: Introduction to Theory and Applications.* 7th edition. Singapore: Pearson Education; 2005.

Schilling RJ, Harris SL. Fundamentals of *Digital Signal Processing using MATLAB.* 1st Indian reprint; 2007.

Soman KP, Ramachandran KI. *Insight into Wavelets: from theory to practice.* 2nd edition. New Delhi; 2006.

Torrence C, Compo GP. A Practical Guide to Wavelet Analysis. *Bulletin of the American Meteorological Society.* 1998; 79(1):61-78.

Wang WJ, McFadden PD. Application of Wavelets to Gearbox Vibration Signals for Fault Detection. *Journal of Sound and Vibration.* 1996; 192(5):927-39.

Widrow B, Glover JR, McCool JM, Kaunitz J, Williams CS, Hearn RH, Zeidler JR, Dong E, Goodlin RC. Adaptive noise canceling: principles and applications. *Proc IEEE.* 1975; 63:1692-1716.

Zhang JH, Janschek K, Böhme JF, Zeng YJ. Multi-resolution dyadic wavelet denoising approach for extraction of visual evoked potentials in the brain. *IEE Proc Vis Image Signal Process*. 2004; 151(3):180-6.