

ANÁLISE AUTOMÁTICA DA VELOCIDADE ANGULAR DE SINAIS ELETRONISTAGMOGRÁFICOS

M. H. COSTA¹, M. C. TAVARES¹, C. M. RICHTER¹ e L. A. CASTAGNO²

RESUMO -- O aparelho vestibular constitui importante parte do sistema de equilíbrio estático e dinâmico do corpo e a avaliação clínica do nistagmo é de fundamental valia para a determinação de diversas patologias deste sistema. Desenvolveu-se um algoritmo para o cálculo automático da velocidade da componente lenta do nistagmo que possibilita ao clínico uma análise mais rápida e precisa associada a técnicas de rejeição de artefatos. Comparações entre os resultados obtidos e a análise de quatro especialistas sobre um mesmo conjunto de sinais apresentam, para a técnica em questão, um erro menor que 1°/s (grau por segundo) com relação à média clínica. A técnica encontra-se em fase de implementação em um sistema comercial de eletrônístagmografia computadorizada.

Palavras-chave: Eletrônístagmografia, Processamento de Sinais, Otorrinolaringologia.

INTRODUÇÃO

O aparelho vestibular constitui importante parte do sistema de equilíbrio estático e dinâmico do corpo. Dois outros elementos que participam deste sistema são os olhos e o sistema proprioceptivo, integrado pelo cerebelo e pelo conjunto de órgãos sensoriais localizados nos músculos, tendões e articulações, que conferem ao sistema nervoso central (SNC) o conhecimento da posição ocupada pelo corpo no espaço (Mangabeira-Albernaz, 1986).

A eletrônístagmografia (ENG) é a captação dos potenciais elétricos oculares decorrentes da resposta do sistema vestibular a estímulos externos.

Devido à positividade da córnea com relação à retina, eletrodos colocados nas adjacências dos olhos podem registrar sua movimentação. A análise deste registro permite o conhecimento da direção do olhar. Este exame é utilizado para estudar o nistagmo normal e suas variações nas doenças vestibulares.

A análise quantitativa do nistagmo é um tanto limitada uma vez que o ritmo e morfologia do sinal possuem pouco ou nenhum valor clínico devido à grande variabilidade encontrada em indivíduos normais. Porém a frequência, a amplitude média e a velocidade angular da componente

¹ Grupo de Pesquisa e Desenvolvimento em Instrumentação Biomédica
Universidade Católica de Pelotas
Rua Félix da Cunha 412, Cx. Postal 402, Pelotas-RS, Brasil
Fax: (0532) 25-3105 - Tel.: (0532) 22-1555 Ramal 288
E-Mail: costa@atlas.ucpel.tche.br

² Otorrinolaringologista
Clínica Dr. Castagno

lenta do sinal do nistagmo (VACL) têm sido utilizadas com êxito no diagnóstico de diversas patologias, tais como: doença de Ménière, neuroma do acústico, disfunção vestibular crônica psicogênica e labirintite (Alvarenga *et alii*, 1994; Castagno *et alii*, 1994).

ANATOMIA E FISIOLOGIA DO SISTEMA VESTIBULAR

O sistema vestibular é uma estrutura óssea no lobo temporal que contém em seu interior cinco estruturas membranosas, denominadas sáculo, utrículo e os três canais semicirculares. Entre as paredes da cavidade óssea e das membranas encontra-se a perilinfa e dentro das estruturas membranosas a endolinfa.

Equilíbrio estático

Nas duas vesículas, utrículo e sáculo, estão os órgãos otolíticos, sendo cada um formado por células ciliadas e uma membrana basal responsável pela sustentação das mesmas. Os cílios encontram-se imersos em uma estrutura acessória de composição gelatinosa denominada membrana otolítica, que contém cristais de carbonato de sódio de pequenas dimensões. Estes cristais são mais densos que o material gelatinoso e são chamados de otólitos. O conjunto de células ciliadas e de sustentação denomina-se mácula.

Os receptores otolíticos são estimulados por acelerações lineares que acarretam uma modificação na condição dos canais de íons das células ciliadas. A abertura destes canais iônicos produz potenciais de ação que são transmitidos pelas células nervosas ao SNC. A resposta resultante depende da intensidade do estímulo.

Devido à disposição das máculas, todas as posições da cabeça podem ser monitoradas. O sistema otolítico contribui para a regulação do equilíbrio estático do corpo, não apresentando praticamente o fenômeno de adaptação.

Equilíbrio dinâmico

Os canais semicirculares são fechados e preenchidos por endolinfa, situando-se no osso temporal em posições perpendiculares entre si. Em uma das extremidades de cada canal existe uma dilatação denominada ampola. Os canais semicirculares são denominados conforme sua orientação: horizontal ou lateral, vertical anterior e vertical posterior, sendo que o canal horizontal na realidade apresenta um ângulo de cerca de 30° com relação a este plano.

Os movimentos de rotação nas diversas direções possíveis afetam pelo menos um canal semicircular. A sensibilidade destes receptores encontra-se na faixa de 1°/s. Mecanismos de adaptação fazem com que os canais semicirculares respondam apenas a variações de movimento, sendo responsáveis pela dinâmica do equilíbrio.

Todo o sistema descrito - sáculo, utrículo e canais semicirculares - constitui, em conjunto com a cóclea, o chamado labirinto membranoso.

Conexões oculomotoras - nistagmos

A projeção do estímulo vestibular aos núcleos oculomotores produz a coordenação dos olhos com a posição da cabeça e do corpo no espaço (Costa, Cruz e Oliveira, 1994).

A excitação do aparelho vestibular pode ocasionar um aumento do tônus dos músculos do olho no lado estimulado, provocando um desequilíbrio em relação aos músculos antagonistas. Assim, os dois olhos são desviados lenta e conjugadamente para o lado oposto ao estímulo. Este desvio, de origem vestibular, compreende a fase lenta do nistagmo e corresponde a um movimento compensatório dos olhos para reter o campo do último olhar. É um mecanismo protetor, fazendo com que o sistema nervoso detenha a atenção sobre o meio ambiente.

O nistagmo também possui uma fase rápida de retorno à posição inicial, uma vez que os olhos não podem continuar o movimento inicial indefinidamente (Oliveira, 1974). As fases lenta e rápida determinam um formato de dente de serra para o nistagmo, como mostrado na Figura 1.

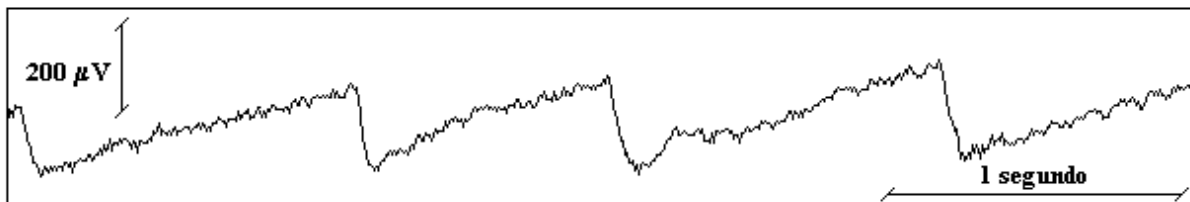


Figura 1. Trecho de sinal eletrônistagmográfico.

A estimulação do sistema vestibular com água quente ou fria (prova calórica) ou com rotação do corpo (prova rotatória pendular) provoca vários tipos de respostas reflexas dos efeitores que recebem as conexões nervosas vestibulares, podendo ocorrer nistagmo, desvios corporais e manifestações neurovegetativas. Através da análise destes indicadores pode-se inferir as condições patológicas do indivíduo em questão.

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Na literatura mundial podem ser encontradas algumas técnicas para a análise automática de sinais eletrônistagmográficos, podendo elas ser classificadas em *on-line* e *off-line*. Nos algoritmos *off-line* a necessidade por flexibilidade na aceitação ou rejeição do nistagmo pode ser conseguida através da interação humana.

Técnicas adaptativas podem ser questionáveis, uma vez que, em sua maioria, são baseadas em modelos do sistema oculomotor de indivíduos normais (Allum, Tole e Weiss, 1975). Técnicas que não realizem considerações a cerca deste sistema podem ser mais confiáveis para a utilização clínica (Wall e Black, 1981).

Sinais gerados por movimentos oculares não relacionados ao sistema vestibular, assim como interferências externas, são denominados artefatos. O clínico realiza a identificação dos artefatos

através de parâmetros como amplitude, frequência e dissimilaridade entre as inclinações de subida e descida da onda analisada.

Com o objetivo de facilitar o procedimento de análise clínica, desenvolveu-se um algoritmo capaz de realizar a identificação do nistagmo e calcular a VACL associada a este, possibilitando assim a análise de um grande número de nistagmos em um curto intervalo de tempo. O cálculo da frequência e amplitude média também é realizado.

METODOLOGIA

O algoritmo desenvolvido realiza o processamento *off-line* do sinal, sendo composto basicamente por quatro etapas independentes: (a) compressão do sinal; (b) estimativa do sinal; (c) rejeição de artefatos; (d) cálculo de parâmetros clínicos.

Compressão do sinal

A idéia inicial de um algoritmo de processamento de sinais ENG é a detecção e delimitação correta dos nistagmos através da aproximação de suas fases (lenta e rápida) por semi-retas de inclinações semelhantes às do sinal original. A partir destas semi-retas pode-se calcular, por simples trigonometria, a inclinação (ou velocidade) de cada componente.

A tarefa básica de aproximação das componentes lenta e rápida do nistagmo por semi-retas, é dificultada pelo ruído associado ao sinal. Este ruído pode acarretar máximos e mínimos locais não correspondentes ao início e fim de cada fase do nistagmo, fazendo com que o verdadeiro nistagmo não seja encontrado (falso negativo) ou ainda que ruídos sejam falsamente identificados como nistagmos (falsos positivos).

Para resolver essas dificuldades utilizou-se uma técnica de compressão de sinais denominada Interpolação de Ordem Zero (Cox *et alli*, 1969). Esta técnica, comumente utilizada em sinais ECG (Cox *et alli*, 1969; Pereira, Schilindwein e Lima, 1987), aproxima o sinal por uma seqüência de patamares de aproximadamente mesma amplitude.

O sinal é monitorado registrando-se os valores de amplitude máxima e mínima para o trecho analisado. Enquanto a diferença entre máximo e mínimo não exceder um limiar pré-estabelecido nenhuma saída é gerada. Quando alguma amostra acarretar em uma diferença maior que o limiar, podendo tanto ser em relação ao máximo ou ao mínimo, é criado um patamar cuja amplitude é a média aritmética entre os valores máximo e mínimo deste trecho. O patamar criado é uma aproximação do sinal de entrada. A amostra que determinou o fim da operação de monitoração corresponderá ao primeiro ponto do próximo trecho.

A Interpolação de Ordem Zero (Zero Order Interpolation - ZOI) atua como um filtro, realizando um alisamento do sinal, mas não dependendo das frequências envolvidas. Pode-se também pensar como sendo um processo de conversão analógico-digital do sinal utilizando um número menor de bits.

Estimativa do sinal

Uma vez de posse do sinal interpolado segundo a ZOI, se o limiar escolhido for adequado, o resultado é um sinal livre de pequenos ruídos, composto por uma seqüência de patamares praticamente livre de falsos máximos e mínimos locais, como mostrado na Figura 2.

A estimativa do sinal depende então da identificação dos máximos e mínimos que determinam as componentes do nistagmo, e do cálculo da inclinação destas componentes. Uma vez que o sinal não possui falsos máximos e mínimos locais, o início e o fim de cada fase do nistagmo podem ser determinados através de uma seqüência de patamares de mesma tendência (crescente ou decrescente) uma vez que o sinal ENG possui um formato de dente de serra.

O algoritmo monitora patamar por patamar, verificando se cada um possui a mesma tendência do anterior. Quando é verificada uma modificação de tendência, significa que foi encontrado um trecho que possui um ponto de inflexão do sinal, isto é, o trecho contém um ponto de máximo ou mínimo, ou ainda, o início ou fim de uma componente lenta ou rápida. A rotina analisa se o trecho possui um ponto de máximo ou mínimo através da informação de tendência e logo após realiza sua procura no sinal original. A posição de todos os máximos e mínimos é guardada em uma matriz, permitindo o conhecimento do início e fim de cada fase do nistagmo.

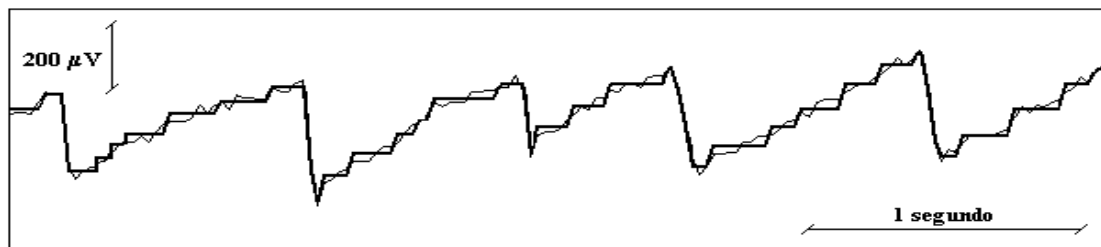


Figura 2. Interpolação de ordem zero. O sinal ENG é representado através de uma linha simples e o sinal interpolado por uma linha espessa.

Duas técnicas foram utilizadas para a aproximação das fases do nistagmo por semi-retas: interpolação segundo máximos e mínimos e interpolação segundo o mínimo erro quadrático.

Interpolação segundo máximos e mínimos -- Utilizada por Wall e Black (1981), é a mais simples, consiste apenas em encontrar várias semi-retas que passem através de cada par de pontos da matriz de máximos e mínimos. Sabendo-se a amplitude e posição na escala de tempo de cada par de pontos pode-se facilmente encontrar o coeficiente angular e linear de uma reta que passa por estes pontos. Esta técnica apresenta problemas se houver ruído associado ao sinal no exato momento dos máximos e mínimos. Este ruído pode ocasionar erros no cálculo da inclinação do nistagmo.

Interpolação segundo o mínimo erro quadrático -- Um método alternativo para a estimativa das fases do nistagmo seria utilizar os tempos de ocorrência dos pontos de máximo e mínimo apenas como indicadores de início e fim de cada fase do nistagmo e realizar o ajuste de uma reta aos pontos do sinal original segundo algum método de minimização de erros. No caso utilizamos o critério do mínimo erro quadrático.

Ambas as técnicas foram implementadas e seus resultados são apresentados.

Após a aplicação do método de interpolação, pode-se obter por trigonometria as inclinações (velocidades) de todos os segmentos de reta calculados. A identificação da componente lenta é realizada através da comparação entre cada duas retas que se encontrem na seqüência ascendente-descendente, ou seja, que possuam a forma de um dente de serra. A componente lenta possuirá uma inclinação menor.

Rejeição de artefatos

Após os procedimentos descritos, calcula-se a VACL para todos os prováveis nistagmos. Como já mencionado, ruídos provenientes de interferências externas e internas, como artefatos musculares, podem encontrar-se inseridos entre os nistagmos, acarretando em erros na análise dos resultados. Com a finalidade de se obter um conjunto confiável de dados, foram implementadas quatro etapas independentes de rejeição de artefatos:

Análise de simetria -- É analisada a simetria entre as ondas que compõem cada dente de serra com relação a um eixo ortogonal à linha de base e passando na intersecção entre as componentes. Artefatos musculares possuem relativa simetria enquanto o nistagmo possui suas fases com inclinações bastante distintas.

Análise de tempo -- O nistagmo possui uma faixa de duração esperada relativamente estreita, em torno de 0,3s a 1s dependendo do estímulo (exame). Flutuações decorrentes de saturações ou polarização dos eletrodos podem ser identificadas (artefatos de longa duração). Também é possível verificar a existência de espículas de curta duração e por conseguinte rejeitá-las.

Análise de amplitude -- Sinais de alta amplitude, como saturações, mau contato entre os eletrodos e a pele, assim como ruídos abaixo e acima de um certo limiar, que não tenham sido evitados pela técnica de ZOI, podem ser rejeitados. A amplitude do nistagmo encontra-se na faixa de 20 μ a 300 μ V dependendo do estímulo (exame).

Análise de consistência -- Para a análise clínica apenas são válidos nistagmos em seqüência, ocorrendo também uma pequena probabilidade da existência de nistagmos isolados. Portanto, após os passos anteriores, uma análise das informações resultantes rejeitará não apenas nistagmos isolados, assim como conjuntos de "n" nistagmos menores que um número pré-estabelecido, usualmente 3.

Cálculo de parâmetros clínicos

Três importantes indicadores são necessários para o diagnóstico de patologias do sistema vestibular:

Velocidade angular da componente lenta -- A VACL é obtida diretamente dos procedimentos mencionados, a velocidade da componente rápida é ignorada.

Amplitude média -- Após a utilização das técnicas de rejeição de artefatos é calculada a amplitude de cada nistagmo (diferença entre valor máximo e mínimo da componente lenta) e realizada uma média.

Frequência média -- A frequência média é calculada através do somatório do número de nistagmos dividido pelo período de tempo que estes ocupam.

Ajuste de parâmetros de análise

Vários parâmetros de análise podem ser modificados, como: (1) limiar para separação dos patamares; (2) ângulos mínimos e máximos para a análise de simetria; (3) constante de tempo mínima e máxima, (4) amplitude mínima e máxima e (5) número mínimo de nistagmos em seqüência esperados. O primeiro item relaciona-se à Interpolação de Ordem Zero e os quatros subseqüentes à etapa de rejeição de artefatos.

O limiar deve ser ajustado de acordo com a qualidade do sinal adquirido pelo amplificador biológico e os parâmetros relativos à rejeição de artefatos modificados de acordo com as necessidades e características de cada serviço clínico, tornando o algoritmo mais ou menos seletivo a prováveis nistagmos. Uma tentativa de padronização dos métodos de análise também poderia ser realizada através destes parâmetros.

Calibração do algoritmo

A calibração do algoritmo para o cálculo da VACL foi realizada levando-se em conta o protocolo de análise clínica usual para o traçado em papel.

O eixo vertical (tensão) é definido através de um procedimento inicial de calibração, podendo variar de paciente para paciente (geralmente entre $100\mu\text{V}/\text{cm}$ e $200\mu\text{V}/\text{cm}$ no papel), o eixo horizontal (tempo) corresponde a uma velocidade do papel de 10 mm/s .

RESULTADOS

Etapas de processamento

A Figura 3 apresenta as etapas principais do algoritmo de detecção de nistagmos.

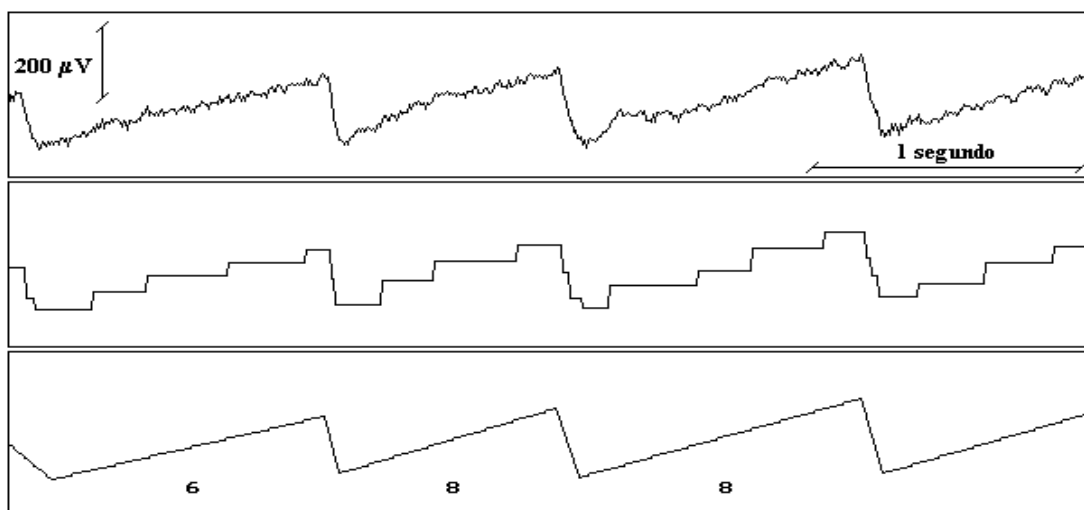


Figura 3. Etapas principais do algoritmo de detecção de nistagmos. Na figura superior pode ser visto o sinal ENG, logo após encontra-se o sinal interpolado segundo ZOI e abaixo o sinal estimado segundo o critério dos mínimos erros quadráticos. A inclinação de cada componente lenta dos nistagmos pode ser encontrada imediatamente abaixo da mesma.

Na parte superior da Figura 3 encontra-se um recorte do sinal original, onde se pode visualizar 3 nistagmos com ruído associado. Na figura do meio é apresentado o sinal sujeito à Interpolação de Ordem Zero, onde o sinal é descrito por uma seqüência de patamares. Na figura inferior pode ser visto o resultado final da técnica. A partir dos pontos de inflexão são determinados o início e o fim de cada fase, encontrando-se a reta que passa por estes pontos, ou ainda, a reta que melhor se ajusta aos pontos do sinal original segundo o método dos mínimos quadrados.

Rejeição de artefatos

Os artefatos são rejeitados através de quatro métodos. Na Figura 4 é mostrado um exemplo de rejeição de artefato muscular que, se interpretado como nistagmo, poderia fornecer indicações falsas ao clínico.

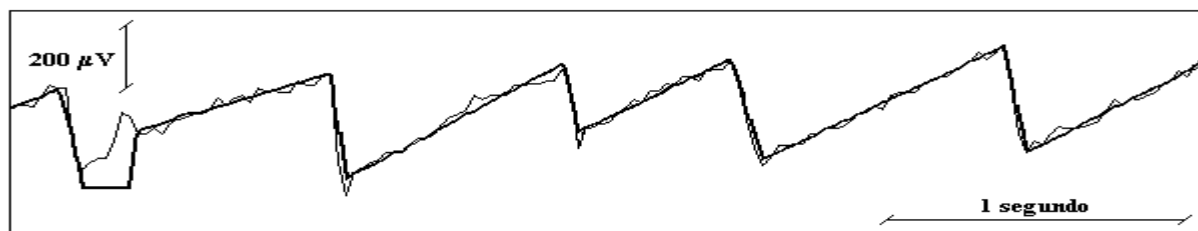


Figura 4. Algoritmo de rejeição de artefatos. O artefato foi rejeitado por não se encontrar dentro dos limites de amplitude e tempo esperados.

Confrontação com resultados clínicos

Para a verificação preliminar da técnica aqui descrita realizou-se a aquisição de sinais ENG de um indivíduo normal utilizando-se um equipamento computadorizado de três canais: "Sistema Computadorizado de Eletronistagmografia UCPel-Castagno". O sinal ENG após, ter sido captado por um amplificador de sinais biológicos, é convertido à forma digital por um conversor analógico-digital de 8 bits a uma taxa de aquisição de 150 amostras por segundo. O sinal é sujeito a uma série de filtros analógicos e digitais com o objetivo de limitar sua banda passante para a conversão analógico-digital e diminuição de interferências, principalmente 60 Hz. O sinal utilizado pelo algoritmo é sujeito a uma sub-amostragem de 30 amostras por segundo, de modo a proporcionar um maior alisamento e reduzir o tempo de processamento.

Foram analisados dois segmentos de um exame - pós-calórico 30°C, canais horizontais e estímulos nos ouvidos esquerdo e direito - contendo 27 e 54 nistagmos respectivamente. O traçado impresso em papel foi enviado a quatro especialistas clínicos para análise da VACL. A análise de cada traçado (em papel) foi realizada independentemente por cada um dos mesmos sem o conhecimento dos resultados obtidos pelos outros. Analogamente foi realizado o cálculo da VACL dos mesmos nistagmos de forma automática.

As duas já mencionadas técnicas de estimativa das fases do nistagmo foram empregadas e analisadas preliminarmente quanto à sua eficiência. Os resultados desta análise podem ser vistos na Tabela 1.

Tabela 1. Média e desvio padrão do conjunto de nistagmos analisados para cada trecho segundo a análise automática e clínica. Unidades em °/s.

	Primeiro Trecho		Segundo Trecho	
	Média	Desvio	Média	Desvio
Clínico I	7,32	2,36	7,12	2,44
Clínico II	7,54	1,71	7,96	2,29
Clínico III	5,89	2,45	8,02	1,91
Clínico IV	7,50	1,09	7,44	1,63
Máximos e Mínimos	8,65	3,66	6,70	2,67
Mínimos Quadrados	7,45	3,25	7,13	1,65

Calculou-se, então, o erro relativo das médias individuais com relação a média total obtida pelos clínicos. Este cálculo é realizado através das equações 1 e 2:

$$E_{\%} = 100 \left| \frac{V - M_T}{M_T} \right| \quad (1)$$

$$M_T = \frac{M_I + M_{II} + M_{III} + M_{IV}}{4} \quad (2)$$

onde: V = média da análise automática ou de um clínico

M_T = média total da VACL indicada pelos clínicos para um trecho

M_i = média da VACL do i ésimo clínico

Os resultados para os dois trechos podem ser encontrados nas tabelas 1 e 2.

Tabela 2. Erro percentual de cada método com relação a média dos valores obtidos pelos clínicos para cada trecho.

	Erro Relativo	
	Primeiro Trecho	Segundo Trecho
Clínico I	3,6 %	9,5 %
Clínico II	6,8 %	1,6 %
Clínico III	16,6 %	8,5 %
Clínico IV	6,2 %	2,6 %
Máximos e Mínimos	22,5 %	8,7 %
Mínimos Quadrados	5,5 %	2,8 %

Na tabela 3 pode-se encontrar o erro relativo total para os 81 nistagmos analisados.

Tabela 3. Erro de cada método com relação à média total calculada utilizando-se os resultados clínicos dos dois trechos analisados.

	Erro Relativo
Clínico I	6,6 %
Clínico II	4,1 %
Clínico III	12,5 %
Clínico IV	1,7 %
Máximos e Mínimos	15,5 %
Mínimos Quadrados	1,3 %

DISCUSSÃO

O algoritmo apresentado possui a vantagem de não se basear em modelos do sistema vestibular. Em indivíduos que possuam alterações anatômico-fisiológicas, os modelos do sistema normal poderiam não ser mais válidos.

A sub-amostragem de 30 Hz, talvez não permitindo a análise em frequência, diminui o tempo de processamento total, assim como as interferências da rede de alimentação. Testes utilizando uma frequência de amostragem cinco vezes maior indicam uma variação não significativa nos valores calculados para a VACL.

Os testes realizados demonstram, pela análise de média e desvio padrão, que o erro relativo das técnicas empregadas para a análise automática encontra-se na mesma faixa dos apresentados pelos clínicos.

O ajuste de uma reta às componentes lenta e rápida do sinal ENG através do método de mínimos erros quadráticos demonstrou resultados melhores com relação ao método de máximos e mínimos, tanto para a média como para o desvio padrão das VACLs encontradas. A interpolação segundo máximos e mínimos, embora utilizada por outros autores, apresenta um desempenho inferior ao obtido pelos clínicos.

O limiar da Interpolação de Ordem Zero depende das condições do sinal: quanto menor a relação sinal-ruído maior deve ser o limiar. Este é um fator crítico para a correta identificação dos nistagmos. A estimativa do valor médio quadrático do ruído associado ao sinal poderia ser um bom indicador para a escolha deste parâmetro.

Embora resultados para apenas um indivíduo tenham sido apresentados, estudo feito com maior número de casos aponta para as mesmas conclusões.

CONCLUSÕES

O cálculo automático da VACL de sinais eletrônístagmográficos enfrenta dois grandes problemas: o ajuste de semi-retas às suas componentes e a rejeição de artefatos.

O algoritmo desenvolvido utilizando o método de mínimos erros quadráticos obteve resultados mais próximos aos da análise clínica, acarretando em erros menores tanto em média como em desvio padrão.

As técnicas de rejeição de artefatos, embora simples, permitem uma boa imunidade a artefatos de diferentes tipos.

Concluimos que a técnica descrita apresenta-se como uma excelente ferramenta de auxílio clínico, permitindo o cálculo rápido e preciso dos seguintes parâmetros do nistagmo: amplitude média, frequência média e velocidade angular da componente lenta.

AGRADECIMENTOS

Aos colegas Alexandre Pino, Ricardo Cava e Cláudio Villella. Aos professores David Martin Simpson e Antônio Fernando C. Infantosi.

REFERÊNCIAS

ALLUN, J. H. J., TOLE, J. R. and WEISS, A.D. (1975), "MITNYS-II: A Digital Program for On-Line Analysis of Nystagmus", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume BME-22, pages 190-202.

- ALVARENGA, K. F., LOPES, E. S., D'MICHELLI, A. C., ITO, Y. I., CAOVILO, H. H., GANANÇA, M. M. (1994), "Estudo do Nistagmo Espontâneo em Indivíduos Normais com o Método Simplificado do Cálculo da Velocidade Angular Real da Componente Lenta", *Acta Awho*, Volume XIII, Número 2, Páginas 55-58.
- CASTAGNO, L. A., RICHTER, C. M., CAVA, R. A., COSTA, M. H., CASTAGNO, S., TAVARES, M. C., CARVALHO, D. B., VIANNA, C., SEDREZ, A. C., CASTAGNO, R. L. (1994), "Eletronistagmografia Computadorizada na Investigação dos Distúrbios do Equilíbrio", *Acta Awho*, Volume XIII, Número 2, Páginas 42-52.
- COSTA, S. S., CRUZ, O. L. M. e OLIVEIRA, J. A. A. (1994), *Otorrinolaringologia - Princípios e Prática*, Capítulo 3, Páginas 66-78, Editora Artes Médicas, Porto Alegre.
- COX, J. R., FOZZARD, H. A., NOLLE, F. M. and OLIVIER, G. C. (1969), "Some Data Transformations Useful in Electrocardiography", *Computers in Biomedical Research*, Volume 3, R. W. Stacy and B. D. Waxman Eds., New York: Academic Press, pages 181-206.
- MANGABEIRA-ALBERNAZ, P. (1986), *Otorrinolaringologia Prática*, Editora Sarvier.
- OLIVEIRA, J. A. A. (1974), "Fisiologia do Sistema Vestibular", *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, Número 1, Volume 40, Páginas 64-80, Porto Alegre.
- PEREIRA, W. C. A., SCHILINDWEIN, F. S. e LIMA, C. E. G., (1987), "Algoritmo para detecção e delimitação de complexos QRS em tempo-real, utilizando duas derivações de ECG", *Revista Brasileira de Engenharia - Caderno de Engenharia Biomédica*, Volume 4, Número 2, Páginas 5-23.
- WALL, C. III and BLACK F. O. (1981), "Algorithms for the Clinical Analysis of Nystagmus Eye Movements", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume BME-28, Number 9, September, pages 638-646.

AUTOMATIC ANALYSIS OF ANGULAR VELOCITY OF ELECTRONYSTAGMOGRAPHIC SIGNALS

M. H. COSTA, M. C. TAVARES, C. M. RICHTER and L. A. CASTAGNO

ABSTRACT -- The vestibular system is important to the maintenance of the static and dynamic equilibrium system of the human body. Disfunctions within this system may lead to abnormal reflex eye movements named nystagmus. The study and analysis of these nystagmus are needed to the precise diagnosis of various pathologies, and is best done with electronystagmography (ENG). Manual analysis of the ENG record is time-consuming, therefore a computerized system was developed for data processing and an algorithm for the automatic evaluation of the nystagmus' slow-component velocity is presented. This algorithm allows a faster and precise evaluation of the nystagmus, through artifact rejection techniques. Comparisons among results obtained with the computerized algorithm and analysis of four specialists over a collection of selected signals presented an error lower than 1°/s (degrees per second) related to the clinically obtained mean value. This technique is being implemented on a commercial computerized system of electronystagmography.

Keywords: Electronystagmography, Signal Processing, Otolaryngology.