

DIAGNÓSTICO DE PATOLOGIAS DAS VIAS ÓTICAS ATRAVÉS DE UM MICROCOMPUTADOR

G. C. Filligoi^{1,2} e J.T. de Assis^{1,3}

RESUMO -- Neste trabalho apresenta-se o desenvolvimento e implementação de um sistema computadorizado para diagnóstico neuro-oftalmológico, baseado em microcomputador tipo PC-486/MS-DOS equipado com periféricos padrões, para a aquisição e tratamento dos dados. O monitor SVGA do sistema é utilizado para a apresentação dos estímulos luminosos, sendo a aquisição dos potenciais evocados feita através de uma placa digitalizadora de 8 canais de 12 bits. Para o estudo da dinâmica da resposta evocada é possível aplicar um modelo Auto-Regressivo com entradas eXógenas (ARX). As técnicas descritas compreendem o tratamento dos sinais corticais evocados visuais e a medida do campo visual do paciente.

Palavras-chave: Neuro-Oftalmologia, Estímulos Sensoriais Visuais, Campo Visual

INTRODUÇÃO

Foram desenvolvidos alguns instrumentos de alta eficiência para o diagnóstico de patologias nas estruturas do Sistema Nervoso Central (SNC) envolvidas nos processos da visão. Tais instrumentos foram implementados em um microcomputador pessoal PC-486, constituindo um sistema computadorizado de baixo custo e larga difusão. O sistema de diagnóstico foi projetado e vem sendo testado há dois anos na Clínica Neurológica do Policlínico Umberto I° de Roma.

Em particular, as técnicas de diagnóstico implementadas compreendem:

- a análise dos Potenciais Evocados Visuais (PEV);
- a fadiga causada pelos PEV;
- a medida do Campo Visual Monocromático (CVM);
- a medida do Campo Visual Cromático (CVC).

¹ C.I.S.B. (Centro Interdipartimentale di ricerca dei modelli e dell'informazione nei Sistemi Biomedici), Palazzo Baleani, Corso Vittorio Emanuele II, 244 -00186 ROMA, Italia - Università degli Studi "La Sapienza" - Tel. (+396)4991.8611; 4991.8651;4991.8613 FAX: (+396)6833734

² Dip. INFOCOM (Scienza e Tecnica dell'Informazione e della Comunicazione), Facoltà di Ingegneria, Via Eudossiana 18 - 00184 ROMA Univ. "La Sapienza", Italia- Tel. (+396)4458.5478; FAX (+396)4873300; E-mail:filligoi@infocom.ing.uniroma1.it

³ Campus Regional - Instituto Politécnico IPRJ Universidade do Estado do Rio de Janeiro -C.P. 97282 - Av. Alberto Rangel, s/n - Parque Ambiental Luiz Simão Lopes - Nova Friburgo - RJ - CEP.28614-970 Brasil - Tel. (+55.245) 229052; FAX. (+55.245) 233779 - E-mail: joaquim@brie.iprj.uerj.br

Modelo ARXⁿ

Nos estudos típicos sobre a identificação paramétrica (Astrom, 1970; Eykhoff, 1971; Box and Jenkins, 1976; Strejc, 1980), amplamente aplicada nos controles automáticos dos processos estocásticos, o modelo de geração de sinais é em parte determinístico e em parte estocástico. No presente caso, de acordo com o modelo Auto-Regressivo com n entradas exógenas (ARXⁿ) (Cerutti et alii, 1988; Liberatti et alii, 1989; Liberati et alii, 1991; Capitanio et alii, 1994a), cada segmento $y(k)$ registrado na cabeça (na nomenclatura inglesa, cada *single-sweep*) é tomado como a soma de $(n+1)$ sinais (Figura 1):

- o EEG de fundo é modelado, por sua vez (Gersch, 1970; Bokehi et alii, 1992), como um modelo auto-regressivo (ou seja, $H_0(z)$ é um filtro com os pólos) cuja entrada é um ruído branco;
- os n sinais são obtidos por uma filtragem de uma entrada determinística ou exógena.

No modelo mais simples, ARX¹, cada segmento de sinal evocado $y(k)$ é tomado como a soma do EEG de fundo, mais o sinal evocado considerado como a saída do filtro $H_1(z)$, cuja entrada exógena $u_1(k)$ é a média sincronizada $\Delta A_H(t)$. Em outras palavras, com a técnica aqui apresentada, evidencia-se a parte da média sincronizada que está "escondida" em cada segmento. Obviamente, a condição para uma boa avaliação do conteúdo do sinal evocado em cada segmento é que a média sincronizada das H provas seja, por sua vez, de boa qualidade, como foi demonstrado em Capitanio et alii (1994a).

Nos modelos ARXⁿ de ordens superiores ($n > 1$), as outras entradas podem ser constituídas por eletro-oculogramas (EOG) verticais e horizontais que se propagam na cabeça, constituindo os chamados artefatos. Recentemente, foi publicado um artigo (Filligoi et alii, 1995) onde são comparados vários tipos de técnicas de redução de artefatos (*artifact removal techniques*) e demonstrado que a técnica ARX fornece melhores resultados. Este resultado é fundamental quando a técnica é utilizada para a construção dos mapas cerebrais (*brain mapping*) dos sinais evocados ou eventos correlatos.

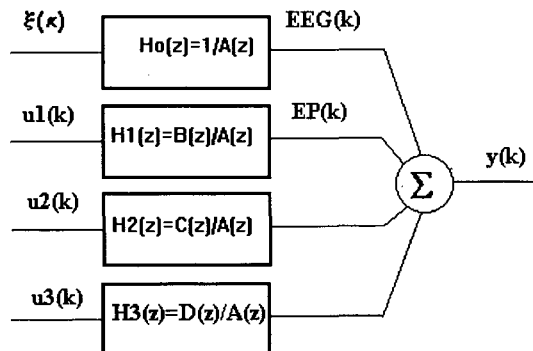


Figura 1. Modelo Auto-Regressivo com entradas exógenas (ARX)

Com referencia à Figura 1, o modelo ARX³, que em geral é aplicado, considera o filtro $H_0(z)$ somente com pólos (modelo auto-regressivo), sendo estes pólos comuns aos outros filtros $H_1(z)$, $H_2(z)$ e $H_3(z)$, de modo que, matematicamente, é válida a seguinte fórmula:

$$y(k) = \sum_{i=1}^{n_a} a_i \cdot y(k-i) + \sum_{j=k_1}^{n_b+k_1-1} b_j \cdot u_1(k-j) + \sum_{l=k_2}^{n_c+k_2-1} c_l \cdot u_2(k-l) + \sum_{m=k_3}^{n_d+k_3-1} d_m u_3(k-m) + \xi(k); \quad (1)$$

onde o atraso k_1 é usualmente $n_b/2$ (Cerutti et alii, 1988) e k_2, k_3 levam em conta os atrasos na propagação dos artefatos. Em última análise, definido um erro de predição como a diferença entre o sinal gravado em cada segmento $y(k)$ e aquele estimado $\hat{y}(k)$:

$$\varepsilon(k) = y(k) - \hat{y}(k), \quad (2)$$

a identificação paramétrica utiliza a técnica de avaliação dos "mínimos quadrados" (Strejc, 1980), ou seja da primeira derivada $dJ(\theta)/d\theta$ igualada a zero, para:

$$J(\theta) = \sum_{k=1}^M [\varepsilon(k)]^2, \quad (3)$$

onde M é o número de amostras do sinal $y(k)$ e θ é o vetor dos coeficientes dos filtros:

$$\theta' = [a_1, \dots, a_{n_a}; b_{k_1}, \dots, b_{n_b+k_1-1}; c_{k_2}, \dots, c_{n_c+k_2-1}; d_{k_3}, \dots, d_{n_d+k_3-1}]. \quad (4)$$

Para escolher a ordem do modelo,

$$\mu = n_a + n_b + n_c + n_d \quad (5)$$

utiliza-se o critério do erro final de predição (FPE), descrito por Akaike, 1970:

$$FPE = [(M+\mu)/(M-\mu)] * \sigma_\varepsilon^2 \quad (6)$$

onde σ_ε^2 é a potência do erro de predição $\varepsilon(k)$. A última verificação sobre a qualidade da identificação é obtida utilizando-se o teste de Anderson do "branqueamento" do erro (Box and Jenkins, 1976).

Medida do campo visual

A técnica da medida do campo visual, apresentada nos primeiros anos deste século (Harrington, 1983, Whalen and Spaeth, 1986), é um instrumento confiável e muito utilizado na rotina clínica porque é um método desenvolvido para a investigação não-invasiva da eficiência de algumas estruturas superiores do SNC. Ela serve para detectar a posição e a dimensão de eventuais patologias oncológicas ou vasculares (como isquemias, *ictus*, etc) que envolvem zonas do córtex cerebral que constituem as vias óticas. Na Figura 2, são indicados os locais de eventuais

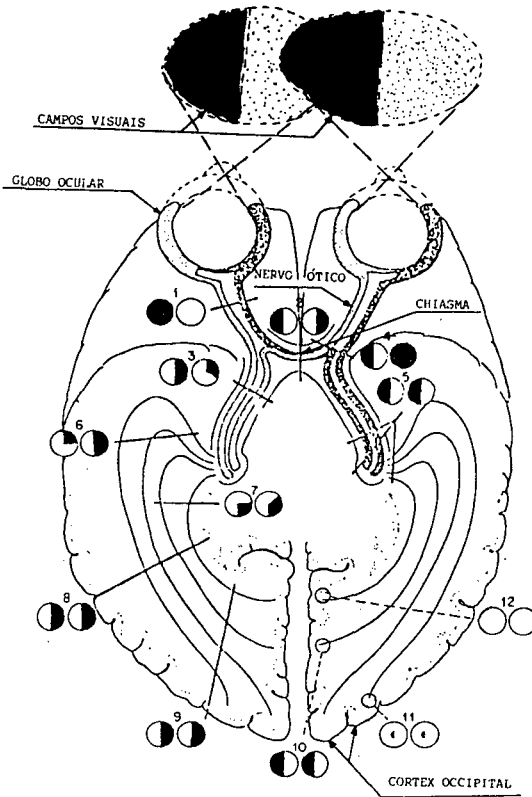


Figura 2. Interrupções completas das fibras nervosas nas vias óticas e correspondentes campos visuais produzidos por cada interrupção

O exame consiste em fornecer um estímulo luminoso em várias zonas do campo visual, enquanto o paciente fixa um ponto luminoso. A resposta é dada pelo paciente que aperta um botão e não através da voz, para não distraí-lo. O exame completo do campo visual, ou perimetria ("perimetry"), é feito em toda a zona visual de cada olho que compreende, aproximadamente, 150° na vertical e 130° na horizontal, e necessita de uma cúpula para fornecer os estímulos luminosos.

Um exame mais parcial, mas suficiente na clínica neurológica, é o chamado *tangent screen*, que usa uma superfície plana sobre a qual são fornecidos os estímulos luminosos com várias técnicas. Devido à distorção esférica, esta técnica pode ser utilizada até 40° - 50° em torno da mira de fixação e constitui o chamado exame campimétrico central (*central campimetry*).

No que diz respeito à análise da percepção cromática, os primeiros experimentos aconteceram há muitos anos (ver Judd and Wyszecki, 1975, para uma revisão), mas foi nos últimos 15 anos que começaram a aparecer na literatura artigos sobre a utilização de estímulos coloridos também para o diagnóstico (Verriest, 1987, Bailey, 1980, Berninger et alii, 1991). O campo de investigação na neuro-oftalmologia é ainda pouco explorado por vários motivos: primeiro pela dificuldade de padronizar as técnicas empregadas e de comparar os diversos resultados obtidos nos vários laboratórios e, depois, pela dificuldade de controlar as características fundamentais (crominância, luminância, saturação etc.) dos estímulos cromáticos. A presente técnica, baseada em monitores SVGA coloridos, visa constituir um método confiável para utilização também na prática clínica (Filligoi et alii, 1991 e 1994).

DIAGNÓSTICO NEUROLÓGICO COMPUTADORIZADO DAS VIAS VISUAIS

Plataforma de *hardware*

A plataforma de *hardware* onde foram implementadas as técnicas diagnósticas aqui apresentadas é constituída por uma placa mãe PC-486 com 16Mb RAM, 320 Mb HD e *driver* de 1.44 Mb. O sistema é dotado de periféricos padrões (monitor SVGA colorido de 14", teclado, impressora laser e *mouse*) e uma placa digitalizadora de 12 bits, 8 canais analógicos e 4 portas digitais de entrada. Uma das portas digitais é conectada a uma chave (ou botão), que é utilizada para receber as respostas do paciente quando estas são na forma VISTO/NÃO VISTO nos exames campimétricos. Para o processamento dos sinais evocados, foram montados também quatro sistemas iguais de condicionamento de sinal. Cada sistema é constituído por um filtro passa-baixa com frequência de corte de 100 Hz e amplificador com ganho da ordem de dezena de milhares e recebe o sinal proveniente de um eletrodo pre-amplificado com ganho de algumas dezenas. A frequência de amostragem dos sinais evocados é de 250 Hz.

Nesta plataforma de *hardware* foi implementado o *software* necessário para o gerenciamento do protocolo experimental, gravação e recuperação dos dados, interface operador/computador e tratamento dos sinais. Nos próximos parágrafos serão apresentados detalhes dos algoritmos implementados para o diagnóstico neuro-oftalmológico.

Potenciais evocados visuais

Na clínica neurológica, os Potenciais Evocados Visuais (PEV) são muito usados devido à constância de alguns picos que ocorrem em pacientes normais com atrasos de 80 a 140 ms após a aplicação do estímulo (Figura 3). Variações significativas dos atrasos ou dos valores de potencial são usados como índices de patologia (Regan, 1989).

No procedimento experimental, o paciente senta-se em frente ao monitor Super VGA de 14", que fornece os estímulos luminosos, com a cabeça fixada num apoiador que mantém constante a distância olho-monitor e permite utilizar um olho de cada vez. O sistema é calibrado de modo que o máximo retângulo traçável na tela subtenda 24° verticalmente e 40° horizontalmente, que é a mesma dimensão de exploração do campo visual.

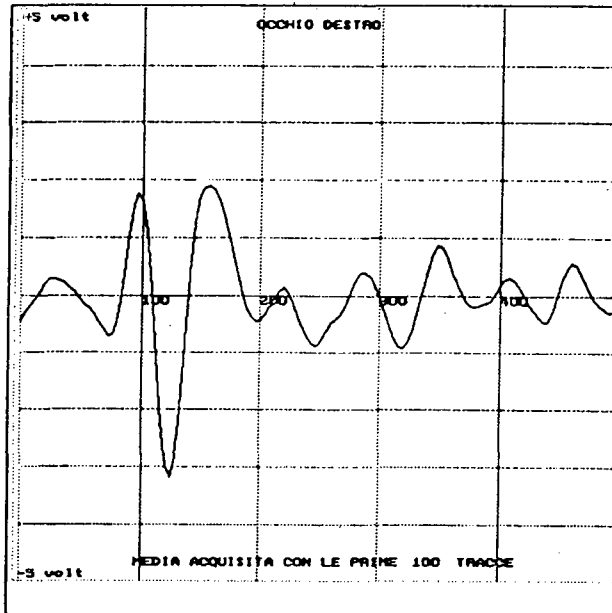


Figura 3. Representação gráfica do Potencial Evocado Visual

Fixando o contraste do monitor a 90%, calibra-se a sua luminosidade em 18 Lux com um *Chroma-Meter* (Minolta, modelo XY-1). O estímulo luminoso é obtido com a técnica do *pattern reversal*, ou seja, com uma malha quadriculada xadrez, feita com quadrados de 1 ciclo/grau espacial. Cada quadrado é alternadamente branco ou preto, com um período de repetição de 0,56 s. Os sinais evocados são captados através de eletrodos diferenciais dispostos sobre a cabeça do paciente na posição Fpz-Oz, com um eletrodo central de referência. Um outro eletrodo é fixado na orelha ou no pulso e serve de aterramento. Os sinais evocados, junto com as generalidades do paciente, idade e data, são gravados em disquetes para constituir o arquivo da clínica.

Esta técnica não constitui uma novidade, sendo aplicada há mais de cinquenta anos, mas o núcleo da proposta consiste em executá-la em computador pessoal, e assim difundí-la amplamente em todos os laboratórios, inclusive em consultórios médicos ou clínicos. A utilização de um instrumento de baixo custo aumenta a portabilidade e padronização da técnica, assim como a implementação de algoritmos para o tratamento posterior dos dados. Um exemplo da possibilidade oferecida nesse sentido é dada pela aplicação do modelo ARXⁿ para a análise de simples segmentos de potenciais evocados, segundo a técnica descrita no próximo parágrafo.

Fadiga por PEV

Está em aperfeiçoamento uma técnica para o estudo da recuperação macular (*macular recovery time*), isto é, do tempo que a retina precisa para recuperar a sua capacidade visual após um

forte estímulo(ofuscamento), obtido com um *flash* eletrônico. A técnica, dita em inglês *Photostress VEP*, é um refinamento da técnica dos PEVs. Este exame consiste em três fases:

- Aquisição da média sincronizada $SA_H(t)$ de $H=100$ segmentos de potenciais evocados visuais com a técnica do *pattern reversal*, usualmente aplicada na clínica neurológica. A qualidade da média sincronizada é muito importante para o prosseguimento do exame. Por isto, em pacientes com grandes déficit neurológicos é preciso: aumentar o número das provas, descartar aquelas mais ruins, efetuar uma filtragem com o método de Woody, utilizar algumas técnicas de realinhamento das provas baseado na função da correlação cruzada (Regan, 1989);
- Ofuscamento do olho através de um *flash* eletrônico;
- Gravação de outras 100 provas: neste caso não é importante a média sincronizada, mas o cada segmento de sinal.

De acordo com experimentos análogos citados na literatura (Franchi et alii, 1987, Parisi and Bucci, 1992), a hipótese que está sendo corroborada experimentalmente é que a porcentagem do sinal evocado seja praticamente nula nas primeiras provas. Isto ocorre devido ao fato de que os pigmentos da retina se saturaram, iniciando um período refratário. Após algum tempo, ou seja, depois de alguns segmentos, a retina começa a recuperar a sua capacidade visual. Isto acontece, possivelmente, segundo uma lei exponencial. A constante de tempo desta exponencial é uma boa estimativa do tempo de recuperação macular. Em detalhes, referindo-se à medida do PEV basal de Figura 3, chama-se $DP = P100 - N80$ o valor do pico em correspondência a 100 ms de atraso em relação ao valor do pico a 80 ms (Filligoi et alii, 1993). Trata-se com o modelo ARX os segmentos de PEV gravados depois do *flash* eletrônico, e avalia-se a DP em cada “*single-sweep*”. O gráfico relativo é ilustrado na Figura 4a e, como se vê, pode-se aplicar um ajuste exponencial. Uma técnica alternativa, em aperfeiçoamento, consiste em calcular o coeficiente de correlação $\rho_{SA/SS}$ entre a média sincronizada das provas antes do ofuscamento e cada segmento após o ofuscamento (Capitanio et alii, 1994b). Também neste caso, obtém-se uma função irregular que pode ser aproximada a uma exponencial (Figura 4b). Alguns resultados preliminares mostram que a técnica pode ser usada no diagnóstico precoce de doenças como a Esclerose Múltipla, que dão resultados negativos no exame do PEV de base.

Medida do Campo Visual Monocromático (CVM)

A técnica do *tangent screen* pelo exame campimétrico central pode ser implementada no microcomputador utilizando o monitor SVGA como gerador de estímulos luminosos. Com o monitor de 14" e mantendo uma distância de cerca 30 cm (como para o exame do PEV) entre o monitor e o olho do paciente, obtém-se um campo visual de $24^\circ \times 40^\circ$ (Figura 5): esta dimensão é mais do que suficiente para o primeiro “*screening*” ambulatorial dos pacientes. Os estímulos luminosos de cor branca ocupam um grau do campo visual. Cada um deles tem uma luminosidade que sobe, a cada 500 ms, ao longo de uma escala de seis possíveis valores de intensidade luminosa. Portanto, o nível atingido pelo estímulo, em uma certa posição do monitor até que o paciente aperte o botão de resposta, é um índice da capacidade visual do paciente. Entre um estímulo e o seguinte, há um intervalo aleatório entre 800 ms e 2 s para evitar que o paciente se habitue, ou seja, para impedir a instalação de um ritmo entre a geração dos estímulos e resposta do paciente.

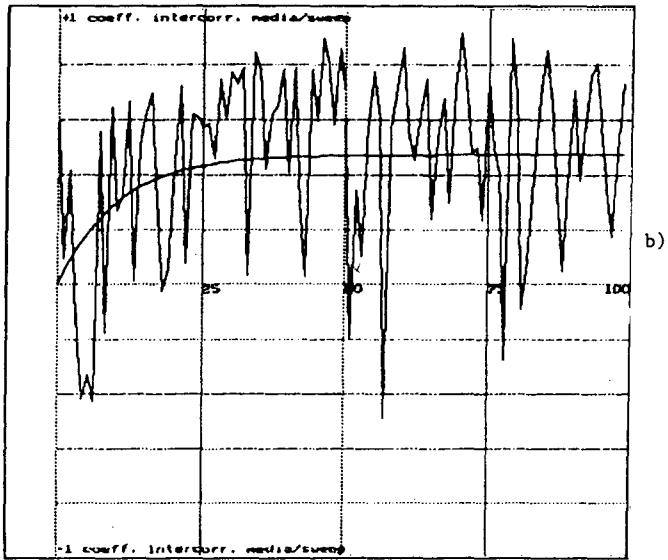
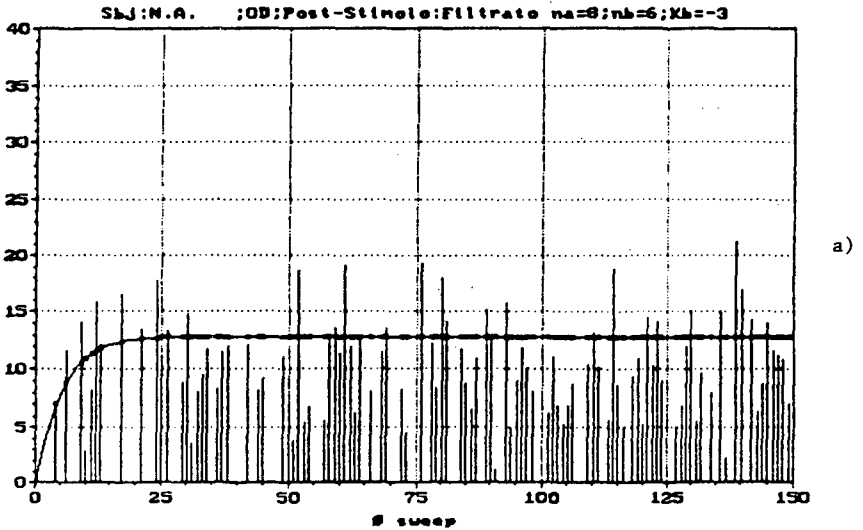


Figura 4. Resultado do Fotostress PEV: P100 referido ao valor do N8e em cada segmento (a); coeficiente de correlação entre média sincronizada e cada segmento (b). Em cada gráfico, representam-se também as respectivas aproximações exponenciais.

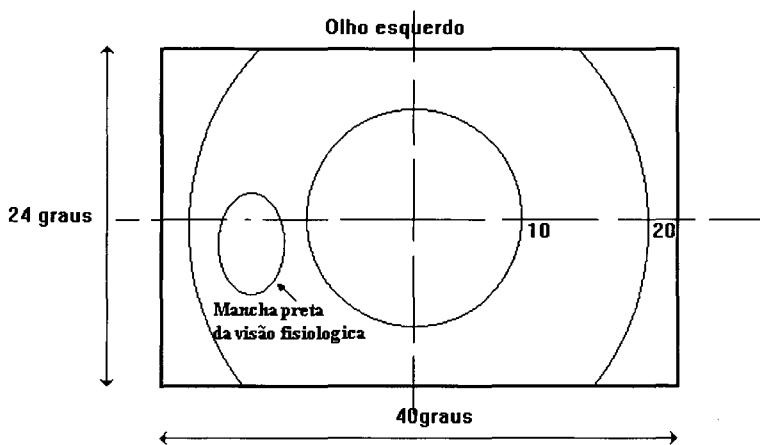


Figura 5. Campo visual central (olho esquerdo)

O problema mais difícil na implementação desta técnica, provém do fato de que para fornecer ao paciente todos os $24 \times 40 = 960$ estímulos luminosos no espaço examinado (Figura 6), necessita-se de um período de exame entre 1800 s (30 minutos) para pacientes normais e 4500 s (uma hora e quinze minutos) em caso de patologia grave. Estes tempos estão em contradição com a exigência de se manter o paciente atento, o que limita o tempo de exame a 10-15 min. Por outro lado, é importante manter uma boa resolução, especialmente nos casos de patologia. Assim desenvolveu-se um algoritmo adaptativo de aquisição de imagem (*image adaptive sampling*) que permite manter uma resolução de 1° nos contornos das lesões visuais (ou seja, onde o campo visual é ainda mais descontínuo) e de aceitar uma menor definição nas zonas de visão mais regular (Filligoi et alii, 1989 e 1992). Com esta metodologia, são utilizados 200 estímulos e o tempo do exame é limitado entre 8 e 15 min para cada olho. O sucesso da técnica é demonstrado por mais de 2000 pacientes examinados no curso da prática clínica quotidiana.

Um refinamento do exame monocromático, do ponto de vista de diagnóstico, pode ser obtido utilizando-se estímulos cromáticos, como descrito no próximo parágrafo.

Medida da percepção cromática

Para este exame utiliza-se a mesma plataforma de *hardware*, e em particular o mesmo monitor SVGA. Nesse caso, o fundo (*background*) é de uma cor neutra (cinza) de 12 Lux e os estímulos luminosos são efetuados em três cores principais: Verde, Vermelho e Azul (sistema RGB). Cada estímulo tem dois níveis diferentes de saturação (10% e 50%), mas são iso-luminosos com o fundo (Filligoi et alii, 1994; Accornero et alii, 1994). Sendo a percepção das cores bem definida entre os 10° e muito menor entre os 10° e os 20° , a resolução foi escolhida menor que 3° no interior de 10° e entre 4° e 8° no exterior. Enfim, para aumentar os detalhes das lesões centrais, um outro algoritmo adaptativo de aquisição de imagem se ocupa em concentrar mais estímulos onde há maiores discontinuidades perceptivas.

Com esta metodologia, são utilizados 88 estímulos para cada cor e o tempo de exame situa-se entre 8 e 15 min, para testar todas as três cores. O resultado do exame é exibido na tela do monitor e impresso na forma de três mapas, um para cada cor, para cada olho.

DISCUSSÃO

A utilização de um sistema computadorizado baseado em microcomputadores de larga difusão permite a execução e a padronização de exames rotineiros utilizados na clínica neurológica. Em detalhe, o presente sistema permite efetuar a análise da integridade das vias óticas com testes diagnósticos funcionais e de rápida execução. As técnicas implementadas foram aplicadas com sucesso nos últimos dois anos na clínica quotidiana e, portanto, são confiáveis.

AGRADECIMENTOS

Ao "Laboratorio di Neurofisiopatologia" da "Clinica delle Malattie Nervose e Mentali del Policlinico Umberto I° de Roma" pelo auxílio na gravação dos Potenciais Evocados Visivos e dos Campos Visuais nos pacientes da clínica. Ao M.U.R.S.T.(Ministero della Università e della Ricerca Scientifica e Tecnologica de Italia) pelo apoio financeiro. Os autores agradecem também ao C.I.S.B. (Centro Interdipartimentale di Ricerca dei Modelli e dell'Informazione nei Sistemi Biomedici, Palazzo Baleani Corso Vittorio Emanuele II, 244, Roma) pelo patrocínio ao encontro científico e de amizade.

REFERÊNCIAS

- ACCORNERO, N., RINALDUZZI, S., CAPITANIO, L. and FILLIGOI, G.C. (1994), "Campimetria cromatica", *Congr. Naz. Soc. Ital. Neurofisiol. Clin.*, Perugia (Italy), June 1-4, p. 138 (A)
- AKAIKE, H. (1970), "Statistical predictor identification", *Ann. Inst. Statist. Math.*, v. 22, p. 203-217
- ASTROM, K.J. (1970), *Introduction to Stochastic Control Theory*, New York: Academic Press.
- BAILEY, J. (1980), "Colour campimetry: a review", *Am. Academ. Optom.*, v. 51, p. 843-847
- BERNINGER, T.A., JAEGER, W. and KRASTEL, H. (1991), "Electrophysiology and colour perimetry in dominant infantile optic atrophy", *Brit. J. Ophthalmol.*, v. 75, p. 49-52
- BOKEHI J.R., SIMPSON D.M. e INFANTOSI A.F.C. (1992), "Modelagem auto-regressiva aplicada ao eletroencefalograma de pacientes renais", *Anais do I Forum Nacional de Ciencia e Tecnologia em Saúde*, Caxambu, MG (Brasil), 20-24 Nov, p. 256-259
- BOX G.E.P. and JENKINS, G.M. (1976), *Time serie analysis, Forecasting and Control*, San Francisco: Holden day.

- CAPITANIO, L., FILLIGOI, G.C., LIBERATI, D., CERUTTI, S., BABILONI, F., FATTORINI and L., URBANO, A. (1994a), "ARX filtering of single sweep Movement Related Brain Macropotentials in Mono- and Multi-channel recordings", *Meth. Inform. Med.*, v. 33, p. 28-31
- CAPITANIO, L., FILLIGOI, G.C., ACCORNERO, N., CERUTTI, S., NICOLETTI, M. and RINALDUZZI, S. (1994b), "Photostress VEP: a single-sweep based approach", *Proc. V Int. Symp. on Biomedical Engineering*, Santiago de Compostela (Spain), Sept. 26-28, p. 9-10
- CERUTTI, S., CHIARENZA, G., LIBERATI, D., MASCELLANI, P. and PAVESI, G. (1988), "A parametric method of identification of the single trial event related in the brain", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. BME-35, p. 710-711
- EYKHOFF, P. (1971), *System identification: Parameter and state Estimation*, New York: Wiley.
- FILLIGOI, G.C., CAPITANIO, L. and ACCORNERO, N. (1989), "Computer aided visual field diagnosis", *Proc. of Medit. Conf. on Medical and Biological Eng.*, Aug 29-Sept 1, p. 240-241
- FILLIGOI, G.C., CAPITANIO, L. and ACCORNERO, N. (1991), "B/W and colour tangent screen automatic campimetry", *IV Int. Symp. Biomed. Eng.*, Peniscola (Spain), 17-20 Sept, p. 229-230
- FILLIGOI, G.C., CAPITANIO, L. and ACCORNERO, N. (1992), "Automatic visual field: a software diagnostic procedure", *Comput Meth. and Progr. in Biomed.*, v. 38, p. 49-59
- FILLIGOI, G.C., CAPITANIO, L., ACCORNERO, N. and CERUTTI, S. (1993), "Metodologia di analisi single-trial di fotostress PEV per lo studio del decorso di patologie del sistema visivo", *Congr. Assoc. Elettrotecnica Italiana*, Ancona (Italy), Oct. 3-6, p. 199-206
- FILLIGOI, G.C., CAPITANIO, L., ACCORNERO, N. and RINALDUZZI, S. (1994), "Testing chromaticity within the central visual field, for daily clinical routine", *Proc. V Int. Symp. on Biomedical Engineering*, Santiago de Compostela (Spain), Sept. 26-28, p. 11-12
- FILLIGOI, G.C., CAPITANIO, L., BABILONI, F., FATTORINI, L., URBANO, A. and CERUTTI, S. (1995), "Reduction of ocular artefacts in source current brain mappings by ARX2 filtering", in *Med. Eng. Phys.*, v. 17, p. 282-290
- FRANCHI, A., MAGNI, A., LODIGIANI, L. and CORDELLA, M. (1987), "Pattern VEP after photostress: index of macular function", *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, v. 225, p. 291-294
- GERSCH, W. (1970), "Spectral analysis of EEGs by autoregressive decomposition of time series" *Math. Bioscience*, v. 7, p. 205-222
- HARRINGTON, D.O. (1983), "The visual field", St. Luis: Mosby, Vth Edition
- JUDD, D.B. and WYSZECHI, J. (1975), *Color in Business, Science and Industry*, New York: John Wiley and Sons.

- LIBERATI, D., CERUTTI, S., DI PONZIO, E., VENTIMIGLIA, V. and ZANINELLI, L. (1989), "Methodological spect for the implementation of ARX modeling in single sweep visual evoked potential analysis", *J. Biomed. Eng.*, v. 11, p. 285-292
- LIBERATI, D., BEDARIDA, L., BRANDAZZA, P. and CERUTTI, S. (1991), "A model for the cortico-cortical neural interaction in multisensory evoked potentials", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. BME-38, p. 879-889
- PARISI, V. and BUCCI, M.G. (1992), "Visual evoked potentials after photostress in patients with primary open-angle glaucoma and ocular hypertension", *Invest. Ophthalmol.*, v. 33, p. 436-442
- REGAN, D. (1989), *Human brain electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine*, New York: Elsevier.
- STREJC, V. (1980), "Least squares parameter estimation", *Automatica*, v. 16, p. 205-222
- VERRIEST, G. (Ed) (1987), *Colour vision deficiencies*, Dordrecht, Germany: M. Nijkoff & W. Junk.
- WHALEN, W.R. and SPAETH, G.L. (1986), *Computerized visual fields: what they are and how to use them*, New York: Slack.

**DIAGNOSIS OF PATHOLOGIES OF THE VISUAL PATHWAY
BY A MICROCOMPUTER**

G.C. Filligoi^{1,2}, J.T. De Assis^{1,3}

ABSTRACT -- This paper presents a computerised system for the diagnosis of pathologies involving those parts of the Central Nervous System close to the visual pathway. The hardware platform is based on an MS-DOS PC (mother board i486) provided with standard peripherals (340 Mb HD, SVGA 14" monitor, mouse) and 16 Mb RAM. An I/O card with 8 channels, 12 bits, serves for A/D conversion of Visual Evoked Potential (VEP) data, whereas one digital Input port interfaces the patient push-button during the Visual Field test. The SVGA monitor provides the light stimuli to the patient. For the analysis of VEP dynamics, an AutoRegressive model with eXogenous inputs (ARX) has been applied.

Keywords: Neuro-oftalmology, Visual Evoked Potential, Visual Field.

¹ C.I.S.B. (Centro Interdipartimentale di ricerca dei modelli e dell'informazione nei Sistemi Biomedici), Palazzo Baleani, Corso Vittorio Emanuele II, 244 -00186 ROMA, Italia - Università degli Studi "La Sapienza" - Tel. (+396)4991.8611; 4991.8651;4991.8613 FAX: (+396)6833734

² Dip. INFOCOM (Scienza e Tecnica dell'Informazione e della Comunicazione), Facoltà di Ingegneria, Via Eudossiana 18 - 00184 ROMA Univ. "La Sapienza", Italia
Tel. (+396) 4458.5478; FAX (+396) 4873300; E-mail:filligoi@infocom.ing.uniroma1.it

³ Campus Regional - Instituto Politécnico IPRJ Universidade do Estado do Rio de Janeiro -C.P. 97282 - Av. Alberto Rangel, s/n - Parque Ambiental Luiz Simão Lopes - Nova Friburgo - RJ - CEP.28614-970 Brasil - Tel. (+55.245) 229052; FAX. (+55.245) 233779
E-mail: joaquim@brie.iprj.uerj.br