

## DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTAÇÃO E SOFTWARE PARA AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE SINAIS REFLEXOS

S. A. Rodrigues<sup>1</sup>, L. C. Carvalho<sup>2</sup> e M. M. da Costa<sup>3</sup>

**RESUMO** -- O presente trabalho consta do desenvolvimento de um amplificador de eletromiograma com dois canais, de um estimulador biológico, da implementação de um *software* específico para a aquisição e o processamento de sinais reflexos (reflexo H e resposta M), e do desenvolvimento da metodologia de preparação do indivíduo para uma captação otimizada dos sinais reflexos, no aspecto de colocação dos eletrodos de estimulação e de captação, e também da postura assumida pelo indivíduo no momento da captação dos sinais. O amplificador desenvolvido tem a configuração clássica de um amplificador de instrumentação, com uma banda passante de 1,5 a 490 Hz. O estimulador biológico permite variar a amplitude dos pulsos de estimulação entre 0 e 100 V, a frequência entre 0,1 e 100 Hz e durações de pulso definidas em 0,1; 0,5; 1,0 e 2,0 ms. O estimulador biológico oferece a opção, na saída, de trem de pulsos ou de pulso único. Os sinais reflexos obtidos foram convertidos por uma placa conversora A/D de 12 bits e 16 canais, conectada ao barramento de um microcomputador compatível com IBM PC. O *software* desenvolvido consta de um programa de aquisição e de um programa de processamento. Na aquisição é feita uma leitura dos dados no conversor A/D, com a visualização dos sinais em tempo real, no monitor de vídeo do computador. Estes sinais, após um controle de qualidade, são gravados em disco. No processamento é feito o cálculo da relação entre o reflexo de Hoffmann máximo ( $H_{m\acute{a}x}$ ) e a resposta motora direta máxima ( $M_{m\acute{a}x}$ ), determinação das latências, apresentação dos sinais no monitor de vídeo e apresentação de um relatório contendo os parâmetros medidos. O sistema desenvolvido foi aplicado na comparação da relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  e das latências dos sinais, em indivíduos normais com idades variando entre 18 e 25 anos, antes e depois de treinamentos físicos específicos de força e resistência.

**Palavras-chave:** Reflexo de Hoffmann, Resposta M, Estimulador Biológico, Amplificador de Eletromiograma

### INTRODUÇÃO

Um reflexo é uma resposta motora involuntária, a qual é gerada através de uma estimulação sensitiva. Por exemplo, um estímulo doloroso em um dedo é seguido da passagem do impulso nervoso pela medula espinhal, produzindo um abalo muscular, o qual constitui um reflexo (Guyton, 1977). Dependendo do tipo de estimulação, os reflexos podem ser de dois

<sup>1</sup> Professor de Eletrônica, Escola Técnica Federal da Paraíba, Av. 1º de Maio, 720, Jaguaribe, João Pessoa, PB, CEP 58000

<sup>2</sup> Professor Adjunto, Departamento de Fisiologia e Patologia e MEB/NETEB, CCS/UFPB

<sup>3</sup> Professor Adjunto, Departamento de Fisiologia e Patologia, CCS/UFPB

tipos: complexos, envolvendo os centros encefálicos superiores, e simples, envolvendo a medula espinhal. Para que ocorra um reflexo, é estritamente necessária a presença de três elementos, que são: um receptor, um sistema neural de transmissão e um órgão efetor.

O reflexo proprioceptivo de estiramento, um reflexo monossináptico, é desencadeado pelo súbito estiramento do músculo, que causa reflexamente a sua contração. Dois métodos têm sido usados para estudar o reflexo monossináptico: no primeiro aplica-se um estímulo mecânico, pela percussão do tendão, produzindo o chamado reflexo tendinoso (T), e no segundo provoca-se o reflexo aplicando-se um estímulo elétrico, produzindo o chamado reflexo de Hoffmann (H). O reflexo T utiliza um estiramento fásico do músculo para ativar o fuso muscular, o qual desencadeia uma contração reflexa. O reflexo H é uma resposta de um breve estímulo no nervo sensorial periférico que excita diretamente as fibras sensoriais Ia, mais calibrosas, produzindo uma contração muscular. O reflexo H é conhecido por ser um indicador do estado de excitação dos motoneurônios alfa, enquanto que o reflexo T indica a influência do fuso muscular na produção do reflexo (Bishop *et alii*, 1968). O reflexo de Hoffmann, descrito por Hoffmann em 1918, corresponde ao EMG obtido após estimulação elétrica dos aferentes fusais de grande diâmetro e baixo limiar do grupo Ia. Pela aplicação de um fraco estímulo, é possível ativar as fibras aferentes sem excitar as fibras motoras que trafegam no mesmo nervo. Potenciais de ação gerados nas fibras aferentes direcionam-se para a medula espinhal, onde eles são transmitidos, através de uma única sinapse, para os motoneurônios alfa, que produzem uma resposta elétrica no músculo, cerca de 30 ms após aplicação do estímulo, ou seja, com uma latência de aproximadamente 30 ms (Guiheneuc, 1983). Em estímulos de intensidade mais alta, os axônios dos motoneurônios alfa podem ser diretamente excitados, produzindo uma resposta no músculo com uma latência de 2,5 a 7 ms. A diferença na latência torna possível distinguir reflexos monossinápticos (reflexo H) de respostas motoras diretas (resposta M).

Na estimulação elétrica de um nervo misto, dois tipos de respostas podem ser observadas: com uma estimulação de fraca intensidade, as fibras nervosas aferentes Ia são excitadas, preferencialmente, porque elas são de maior diâmetro e de limiar mais baixo. À medida que se aumenta a intensidade de estimulação, a resposta reflexa H diminui porque as fibras nervosas eferentes motoras do nervo misto são excitadas e, por condução antidrômica, bloqueiam a transmissão da resposta aferente sobre o trajeto eferente. A excitação das fibras nervosas eferentes provocam uma resposta muscular motora M, por condução ortodrômica, de menor latência do que a resposta H (Maciel, 1992).

No reflexo H somente as fibras lentas de um músculo estão envolvidas (Buchthal e Schmalbruck, 1970). Isto decorre do fato que o valor limiar de amplitude de estimulação das fibras sensoriais provenientes dos fusos das fibras rápidas é mais alto do que o das fibras lentas. Então, quando é aplicada uma estimulação de baixa intensidade, só é atingido o limiar das fibras lentas, produzindo um reflexo H. O aumento da intensidade do pulso de estimulação acima de um certo valor, começa a excitar as fibras nervosas eferentes, de limiar mais alto, dando origem a uma resposta motora direta (resposta M). Isto provoca a inibição de um possível reflexo H, resultante da excitação das fibras sensoriais aferentes.

Registros do reflexo H têm aplicações experimentais e clínicas. Atenção particular tem sido dada à amplitude do reflexo durante esforço voluntário, estático ou dinâmico. Uma das dificuldades encontradas em tais estudos é a tendência de flutuação do limiar de resposta,

mesmo quando precauções são tomadas, tais como usar estimuladores de corrente constante e dispensar uma cuidadosa atenção, não só na localização precisa dos eletrodos de estimulação, como também na colocação dos eletrodos de captação dos sinais (Rudell e Eberle, 1985).

Desde o trabalho relatado por Hugon em 1973, o reflexo H tem sido rotineiramente usado para estudar o sistema nervoso periférico (Guiheneuc, 1983). Um parâmetro bastante utilizado, tanto em aplicações clínicas como em aplicações experimentais, é a relação entre o reflexo H máximo ( $H_{m\acute{a}x}$ ) e a resposta motora direta máxima ( $M_{m\acute{a}x}$ ). Um reflexo H é máximo, se, a partir do seu aparecimento, qualquer acréscimo no valor da intensidade do estímulo que o está provocando, resulte numa clara diminuição do valor da sua amplitude. Por outro lado, uma resposta M é máxima, se, a partir do seu aparecimento, qualquer acréscimo no valor da intensidade do estímulo que a está provocando, não provoque algum acréscimo no valor de sua amplitude. Geralmente, as respostas M máximas e os reflexos H máximos são calculados com base numa média aritmética obtida de valores de amplitude medidos em no mínimo três sinais. Geralmente as medidas são feitas utilizando valores pico a pico. A relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  fornece uma estimativa do índice de motoneurônios alfa excitados por estimulação elétrica das fibras sensoriais aferentes. A medição desta relação, e não da amplitude absoluta de  $H_{m\acute{a}x}$ , evita erros relacionados a variações das dimensões do nervo, entre os eletrodos de captação e o ponto onde estão colocados os eletrodos de estimulação (Guiheneuc, 1983).

A resposta M máxima representa a excitação de todas as fibras motoras, portanto, a atividade de 100% dos motoneurônios alfa. A resposta M máxima, portanto, representa um padrão que serve como base de comparação para os reflexos H, em diferentes indivíduos. Considera-se em geral, dentro de determinadas condições, que um reflexo H equivalente a 25% da resposta M máxima, representa a atividade em 25% dos motoneurônios relativos ao músculo estudado. A comparação do reflexo H e da resposta M com a resposta M máxima permite que respostas que tenham valores absolutos diferentes possam ser comparados com base nos seus valores relativos (Hugon, 1973).

Dado o interesse de utilizar estudos reflexológicos em várias áreas como aplicações clínicas, estudos cinesiológicos, medicina do esporte etc, e ainda levando em consideração o interesse do Laboratório de Fisiologia Aplicada do Departamento de Fisiologia e Patologia da UFPB em desenvolver pesquisa nesta área, desenvolveu-se a instrumentação necessária para a estimulação, captação e o *software* para a análise dos sinais de eletromiograma, especialmente sinais reflexos. Assim, o principal objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento deste sistema. A instrumentação desenvolvida consta de um estimulador e de um amplificador de EMG. O *software* conta com um programa para aquisição dos sinais e outro que permite processá-los para medir os parâmetros de interesse.

Além do *hardware* e *software* desenvolvidos para a utilização com os sinais reflexos, implementamos ainda toda uma metodologia necessária para a estimulação precisa dos nervos, colocação de eletrodos para estimulação e captação dos sinais, incluindo estudos anatômicos dos trajetos dos nervos de interesse, que possibilitaram uma adequada estimulação e aquisição dos sinais.

Para testar o sistema desenvolvido, ele foi aplicado na captação de reflexos de Hoffmann e respostas motoras de vários voluntários, a fim de comparar a relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ , após terem

sido submetidos a treinamentos com exercícios físicos específicos, tendo sido registrado um total de 1960 sinais, sendo 980 reflexos H e 980 respostas M. O sistema já foi utilizado na comparação de sinais reflexos de grupos de indivíduos de sexos opostos, e vem sendo aplicado também para avaliar o efeito de algumas drogas sobre a intensidade dos sinais reflexos.

### DESENVOLVIMENTO DO *HARDWARE*

O *hardware* desenvolvido neste projeto compreende um amplificador de EMG superficial para amplificar os reflexos H e as respostas M e de um estimulador biológico, visando a produção destes reflexos. Abaixo descreve-se de modo sucinto os circuitos destes equipamentos. Maiores detalhes sobre os projetos poderão ser encontrados em Rodrigues (1994).

#### Descrição do circuito do amplificador de EMG

O projeto do amplificador segue a configuração clássica do amplificador de instrumentação. Esta configuração tem inúmeras vantagens: alta impedância de entrada, alta razão de rejeição de modo comum (RRMC), permite obter ganhos elevados (Malvino, 1987). O amplificador desenvolvido é composto de dois canais, cujas configurações são idênticas e por esta razão a descrição que se segue é apenas de um canal (Figura 1). O amplificador operacional TL074 foi escolhido por ser um amplificador com entrada a FET (alta impedância de entrada), baixo ruído, baixa corrente de polarização e, por possuir 4 amplificadores em encapsulamento único, apresenta bom casamento dos ganhos de malha aberta dos amplificadores de entrada, facilitando obter alta rejeição dos sinais de modo comum, além de reduzir problemas do *drift* térmico (Wu e Brandt, 1969, Carr, 1992). Foram colocados *buffers* nas entradas dos circuitos o que lhes confere uma alta impedância de entrada (CI-01:A e CI-01:C). O primeiro estágio foi montado segundo uma configuração de amplificador de instrumentação onde os CI-01:B e CI-01:D estão conectados numa configuração de "seguidor não inversor com ganho" (Carr, 1992), enquanto que o CI-02:A está conectado numa configuração diferencial simples (Malvino, 1987). O estágio diferencial (CI-02:A) garante uma alta rejeição de modo comum, principalmente levando-se em conta que todos os resistores foram casados precisamente (melhor do que 1%). Após este estágio, temos um filtro RC composto por  $C_1$  e  $R_{10}$ . Este filtro passa alta define a frequência de corte inferior para o sinal eletromiográfico, eliminando também a componente DC do sinal. O último estágio do amplificador é montado segundo uma configuração não inversora, formada pelo CI-02:D. Neste último estágio temos um filtro passa baixa composto pelos componentes  $R_{21}$  e  $C_6$ . O amplificador ainda apresenta um filtro rejeita faixa (*notch*) para 60 Hz, formado pelos CI02-B e CI02-C. Este filtro pode ser utilizado opcionalmente, pela comutação da chave  $S_1$ , e foi implementado prevendo-se a possibilidade da presença de ruído excessivo de 60 Hz. O ganho total ( $A_{VT}$ ), incluindo todos os estágios do amplificador, é dado por:

$$A_{VT} = \left[ \left( \frac{R_3 + R_4 + R_5}{R_3} \right) \cdot \left( \frac{R_8}{R_6} \right) \cdot \left( 1 + \frac{R_{21}}{R_*} \right) \right] \quad (1)$$

O ganho dos estágios iniciais (amplificador de instrumentação), é elevado, da ordem de 276. Procurou-se usar a vantagem de que o primeiro estágio tem ganho 1 para o sinal de modo comum e

16 para o sinal de modo diferencial, com rejeição adicional no estágio diferencial, cujo ganho é da ordem de 17, possibilitando a obtenção de uma alta relação sinal/ruído. O ganho elevado neste primeiro estágio exigiu cuidados especiais para evitar a saturação do amplificador com os potenciais DC dos eletrodos, já que o acoplamento AC é feito depois destes estágios. Tais cuidados foram: limpeza e abrasão da pele, uso de eletrodos de boa qualidade e uso de pasta condutora. A experiência com o uso deste amplificador, que foi utilizado para captar um número bastante elevado de sinais, mostrou que não houve casos de saturação, apesar do ganho elevado nos primeiros estágios.

O ganho é controlado através de uma chave seletora que muda o resistor  $R_*$  ( $R_{18}$  a  $R_{20}$ ), colocado no último estágio do amplificador, alterando conseqüentemente o ganho total. Foram utilizados ganhos de 500, 750 e 3000. A escolha destes ganhos foi feita em função das amplitudes das respostas M e dos reflexos H, conforme dados da literatura, e também observadas durante experimentos pilotos. Estes ganhos foram calibrados com uma fonte de referência padrão de 1 mV (gerados em um simulador de ECG Kontron Medical, modelo 994). Tais ganhos se adequaram perfeitamente à faixa dinâmica de entrada do conversor A/D, entre -5 V e +5 V, utilizado nos experimentos. A resposta em frequência foi escolhida com base no conteúdo de frequência do EMG superficial. Este sinal tem frequências que se estendem até aproximadamente 500 Hz, sem componentes significativas abaixo de 1,5 Hz (Geddes, 1989, Cohen, 1995). A frequência de corte medida para o filtro passa alta foi de 1,5 Hz e de 490 Hz para o filtro passa baixa. A razão de rejeição de modo comum na frequência de 60 Hz encontrada para o canal 1 foi de 80,34 dB, e para o canal 2 foi de 83,99 dB. O amplificador é alimentado por baterias ( $\pm 6$  V) e foi acondicionado numa caixa metálica, de pequenas dimensões (13 cm de comprimento, 13 cm de largura e 5 cm de altura).

### Descrição do circuito do estimulador biológico

O circuito do estimulador desenvolvido fornece pulsos retangulares de amplitude, frequência e duração ajustáveis. Opcionalmente, mediante o acionamento de uma chave de contato momentâneo, pode ser produzido um único pulso (monopulso). Um pulso para sincronismo de osciloscópio, ou para disparo de conversão analógica-digital, encontra-se também disponível, como saída adicional. A descrição do projeto do estimulador baseia-se no diagrama esquemático da Figura 2.

No circuito do estimulador de pulsos utilizou-se o temporizador 555. Esta escolha baseou-se no fato do temporizador 555 ser um dispositivo barato, estável e de fácil utilização, tanto configurado como monoestável como configurado como astável. No circuito do estimulador são utilizados dois temporizadores 555, um funcionando na configuração astável, e o outro funcionando na configuração monoestável. O temporizador que está na configuração astável (CII) é responsável pela geração do trem de pulsos, e nele ajusta-se a frequência de repetição dos pulsos. Já o temporizador que está na configuração monoestável (CI4), controla a largura do pulso, tanto na opção de trem de pulsos como na opção de geração de pulsos únicos (Sarl, 1986). A faixa de variação de frequência foi definida para o intervalo de 0,2 a 100 Hz, ajustável através de POT1 (Figura 2). Esta faixa de frequência se adequa não só a trabalhos em reflexologia, mas a trabalhos com pesquisas biológicas em geral (Abatti e Farias, 1983). Na saída do astável temos uma rede diferenciadora cujo objetivo é o de atuar sobre os pulsos, estreitando-os. É necessário fazer com que estes pulsos tenham uma duração menor do que o do

estado instável do circuito monoestável (CI4), visto que esta configuração é muito sensível a transições do pulso de *trigger*, durante o ciclo de temporização (Berlin, 1976). No entanto, antes de aplicar o pulso diferenciado ao circuito monoestável, é feita uma consolidação da forma de onda do pulso que sai da rede diferenciadora, através de CI2:D. A chave CH<sub>2</sub> seleciona a forma de saída do pulso, entre trem de pulsos ou pulso único. Na posição 1, o circuito fornece um trem de pulsos de frequência conhecida, e na posição 2 é gerado somente um pulso mediante o acionamento da chave de contato momentâneo CH<sub>3</sub>. Em todas as duas opções, a saída é enviada para a entrada de CI4, que tem a função de multivibrador monoestável. Na opção de monopulso os inversores CI3:D e CI3:E, juntamente com os resistores R<sub>8</sub> e R<sub>9</sub>, formam um *latch*, eliminando o *bounce* gerado na chave mecânica CH<sub>3</sub> (Lancaster, 1981).

Os resistores R<sub>16</sub>, R<sub>17</sub>, R<sub>18</sub> e R<sub>19</sub> fazem parte do circuito de um multivibrador monoestável, implementado com um amplificador operacional (LM324), juntamente com os diodos D<sub>3</sub> e D<sub>4</sub>, e com os capacitores C<sub>9</sub> e C<sub>10</sub> (Jung, 1980). A função deste monoestável é estreitar o máximo possível o pulso gerado pela chave CH<sub>3</sub>, para evitar que os pulsos tenham uma duração maior do que o ciclo de temporização do monoestável, tendo a mesma função que a rede diferenciadora tem no caso da aplicação do trem de pulsos, proveniente do circuito astável.

O monoestável (CI4) define as durações de pulso utilizadas. Estas durações são selecionadas através da chave CH<sub>1</sub>, comutando os resistores R<sub>11</sub>, R<sub>12</sub>, R<sub>13</sub> e R<sub>14</sub>. As durações dos pulsos definidas por estes resistores são: 0,1; 0,5; 1,0 e 2,0 ms. Estas durações são as mais adequadas na nossa aplicação.

O pulso proveniente do circuito monoestável anteriormente descrito, passa por um *buffer* (CI5:C) e é enviado ao circuito de potência e isolamento e para um divisor de tensão (R<sub>20</sub> e R<sub>21</sub>). Este divisor de tensão ajusta o pulso para uma tensão de 5 V e o *buffer* (CI5:A) o envia para a saída do pulso de sincronismo. Este pulso é importante para controle do conversor A/D na conversão dos sinais vindos do amplificador, como será descrito mais adiante. Este pulso é enviado também para uma rede composta de inversores e resistores, com o objetivo de aumentar a sua duração, e alimenta um LED de visualização que fica no painel do estimulador, permitindo que o operador visualize cada pulso enviado para a saída. O circuito de potência é alimentado com uma tensão de 47 volts, de tal forma que, além do ganho de corrente deste estágio, pulsos de apenas 12 volts na entrada, atingem valores de cerca de 42 volts no transformador. O transformador utilizado no circuito de potência é um transformador de força, com tensões de entrada de 0/110/220 V no primário e 16+16 V no secundário, fornecendo até 1 A de corrente no secundário. Este transformador está com o secundário conectado ao coletor do transistor de potência Q<sub>2</sub>. O transformador funciona como elevador, pois o pulso de 42 V aplicado ao seu secundário é elevado no seu primário (0/110/220V). Sendo assim, um pulso de 42 V na entrada do transformador (secundário do transformador) pode fornecer pulsos de cerca de 110 V na sua saída (primário do transformador). A amplitude dos pulsos de saída é regulada por um potenciômetro colocado na saída. Uma escala graduada calibrada em Volts foi traçada no painel do instrumento, para permitir o ajuste da amplitude dos pulsos a serem aplicados.

A fonte de alimentação do circuito do estimulador fornece uma tensão regulada de 12 V, para a alimentação do circuito responsável pela geração dos pulsos e uma saída de 47 V não regulada, para a alimentação do circuito de potência. Os circuitos da fonte e do estimulador foram montados numa caixa cujas dimensões são: 24 cm de comprimento, 20 cm de largura e

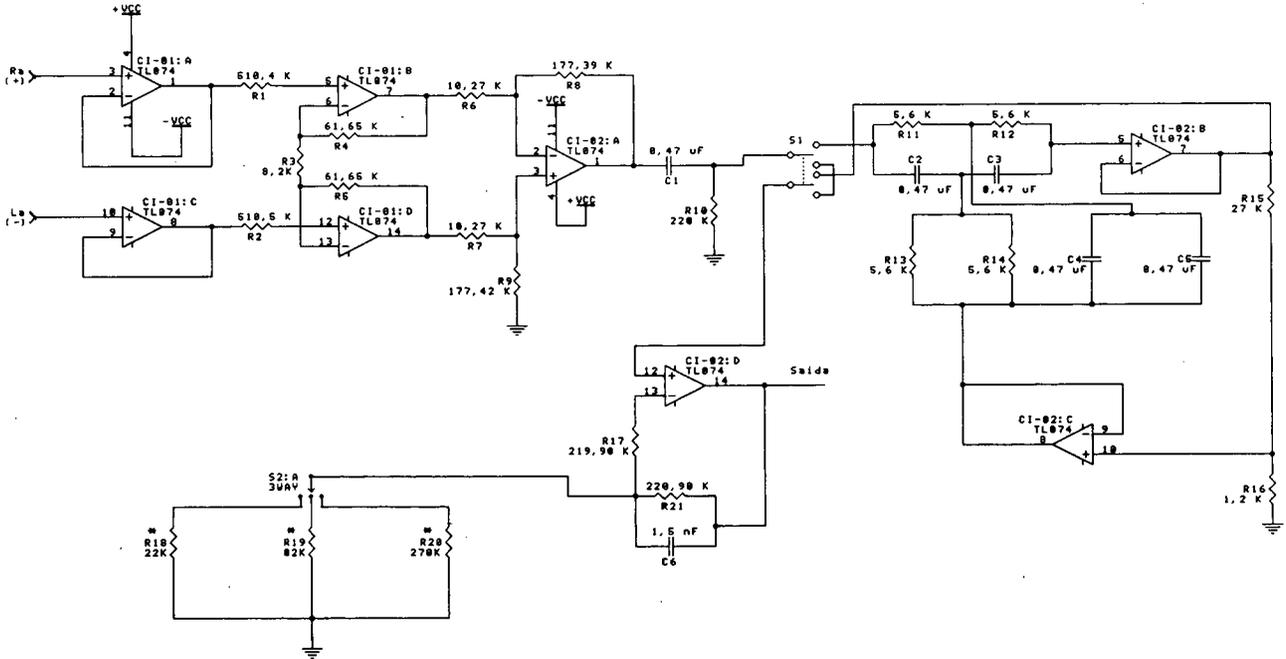


Figura 1 Diagrama esquemático do amplificador biológico



8 cm de altura. Nela foi desenhado um painel, onde foram colocadas as chaves de seleção de largura de pulso, seleção entre monopulso e trem de pulsos, e uma chave liga-desliga. Foram também colocados no painel, o potenciômetro de ajuste de frequência do trem de pulsos, o potenciômetro de ajuste de amplitude do pulso e uma chave de contato momentâneo para disparo do monopulso. Foram ainda colocados no painel dois LEDs. Um acende sempre que o estimulador estiver ligado, e o outro acende sempre que o estimulador gera um pulso, ou seja, é um indicador visual de saída de pulso. Além disto, o painel apresenta os conectores para a saída do pulso de estimulação e para a saída do pulso de sincronismo, que vai ser conectado à placa do conversor A/D.

### DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE

O *software* desenvolvido é subdividido em dois programas básicos. Um deles, o programa de aquisição, é o responsável pela aquisição do sinal eletromiográfico, com sua apresentação na tela do monitor de vídeo em tempo real, e posterior gravação em um disco rígido. O outro, o programa de processamento, é responsável pelo processamento do sinal eletromiográfico, com o cálculo e apresentação de todos os parâmetros de interesse. Este programa permite também a visualização dos sinais gravados (reflexos H e respostas M), no monitor de vídeo. Os programas, desenvolvidos com o uso do compilador TurboPascal 5.0 (Borland, 1989), são de fácil utilização e o usuário se comunica com as várias opções de uso através de janelas e menus. As subrotinas gráficas de apresentação na tela, de conversão A/D, de menus, janelas etc, foram previamente desenvolvidas no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Instrumentação Biomédica do NETEB/CCS/UFPB (Carvalho *et alii*, 1992).

A configuração do microcomputador utilizado no projeto foi a seguinte: um microcomputador compatível com IBM PC (AT 286), com clock de 25 MHz, memória RAM de 1 MB, monitor de vídeo padrão Hercules (resolução de 720x348), uma unidade de disco flexível de 1,2 MB e um disco rígido de 40 MB.

#### Programa de aquisição

A função deste programa é a de converter os dados, provenientes do amplificador biológico, para o formato digital, traçar no monitor de vídeo o sinal coletado, em tempo real, e, sob controle do usuário, gravar os dados em disco. Antes de executar o programa de aquisição coloca-se o eletrodo de estimulação (anodo) na fossa poplitea conforme metodologia detalhadamente descrita adiante.

Para executar cada aquisição é necessário disparar a conversão A/D pelo pulso de sincronismo proveniente do estimulador, síncrono com a estimulação do nervo. Como o conversor A/D não dispõe de uma entrada para sincronizar a conversão dos sinais, utilizamos o seguinte procedimento para obter esta sincronização: conectamos a saída de sincronização do estimulador ao canal zero do conversor A/D, enquanto que o sinal a ser convertido é conectado ao canal 15. Por razões que ficarão claras mais adiante, a aquisição simultânea dos sinais dos dois músculos estudados não foi possível na prática, razão pela qual apenas um canal foi utilizado. Após fazer uma conversão do canal zero, o programa compara o valor lido neste canal com um valor limiar previamente ajustado no programa, como ilustrado na Figura 3. O

pulso de sincronismo na saída do estimulador varia entre 0 e +5V. Quando ele é aplicado à entrada do canal 0, ocorre uma transição de 2048 (número representativo do valor analógico de 0V em números do conversor A/D utilizado) para 4095 (valor representativo de + 4,99V), passando portanto do valor limiar fixado em 2600. Sendo o valor do canal zero maior ou igual ao limiar, é disparada a conversão do canal 15, sendo menor, o programa continua fazendo a conversão do canal zero. Na presença do pulso de sincronismo, o canal 15 recebe o sinal eletromiográfico resultante da estimulação e este sinal é traçado na tela do microcomputador. A sua visualização permitirá ajustes sucessivos da posição do eletrodo de estimulação para otimizar a estimulação do nervo, conforme será descrito adiante. Uma vez obtidos os sinais adequados para cada fase dos experimentos procede-se a gravação dos sinais. A conversão do canal zero é feita sem o uso de interrupção, utilizando a máxima velocidade permitida pelo conversor A/D. O tempo gasto nesta conversão é pequeno quando comparado às latências a serem medidas, mesmo considerando-se o tempo de execução de cada instrução em Pascal, de forma que esta "sincronização por *software*" não acarreta erros na determinação dos valores das latências dos sinais. Testes específicos com pulsos de duração conhecida foram efetuados, visando avaliar se a execução dessa rotina computacional era rápida o suficiente para nossa aplicação. Tais testes comprovaram, na prática, que o tempo de execução não afeta as medidas das latências dos reflexos.

A conversão do canal 15 foi feita usando-se uma frequência de amostragem de 4 KHz, armazenando-se 100 ms para cada sinal (400 pontos por sinal gravado). Após a aquisição de cada grupo de sinais para cada reflexo, o operador digita o valor do ganho utilizado no amplificador e também a amplitude do pulso de estimulação, lida em um dial calibrado no painel frontal do estimulador. O ganho e o valor da intensidade do estímulo também são gravados com os dados, visando uma posterior utilização no processamento dos sinais.

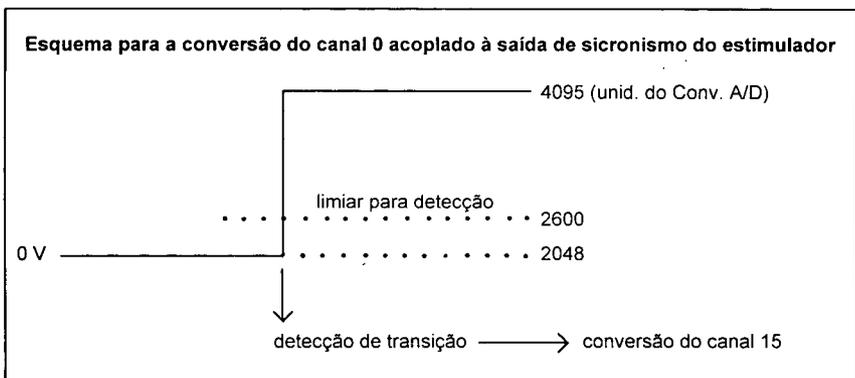


Figura 3. Esquema que demonstra o processo utilizado na sincronização para a aquisição dos sinais eletromiográficos.

## Programa de processamento

O programa de processamento tem a função de ler os dados relativos a cada reflexo, gravados em disco e processá-los para obter as amplitudes, latências e intensidade dos estímulos utilizados, apresentando estes resultados no monitor de vídeo ou em uma impressora. Cada um dos arquivos gravados é composto de dez registros de eletromiograma, contendo, ou os reflexos H ou as respostas M. Cada registro tem uma duração de 100 ms. A partir daí, o processamento envolve o cálculo do valor pico a pico do sinal, cálculo da relação  $H_{\text{máx}}/M_{\text{máx}}$ , cálculo das latências médias, apresentação dos sinais no monitor de vídeo ou de um relatório contendo os parâmetros de interesse, se o operador desejar. A interface com o usuário se dá da mesma forma do programa de aquisição, através de uma tela com menus e janelas.

Para calcular o valor pico a pico do sinal transforma-se o código numérico fornecido pelo conversor A/D, para volts. O código numérico fornecido na saída do conversor A/D, em função da tensão de entrada, é dado abaixo. Usando-se a Equação (2) pode-se converter este código numérico de saída para milivolts.

+4,99 volts → 4095

0,00 volts → 2048

-5,00 → 0

$$\text{Valor em milivolts} = \frac{(\text{Valor de saída} - 2048) \cdot 10}{4096 \cdot (\text{Ganho do Amplificador})} \quad (2)$$

Para cada grupo de dez sinais eletromiográficos representativos do reflexo H ou da resposta M é calculada uma média aritmética a partir das dez amplitudes pico a pico de cada sinal, obtendo-se desta média a amplitude do reflexo H e da resposta M. As amplitudes máxima e mínima são medidas simplesmente procedendo-se uma varredura para localizar os valores máximos positivo e negativo, em cada sinal. O uso da média aritmética das amplitudes dos sinais fornece um valor mais representativo para cada medida de interesse. Utilizando-se estas médias calcula-se a relação  $H_{\text{máx}}/M_{\text{máx}}$  para cada músculo.

Para o cálculo da latência, o sinal representativo de um reflexo H ou de uma resposta M passa por um processamento descrito a seguir. Tal processamento utiliza técnicas semelhantes àquelas empregadas no tratamento do sinal de eletrocardiograma (Hamilton e Tompkins, 1986; Laguna *et alii*, 1990; Machado e Carvalho, 1991; Torres, 1992). O primeiro passo do processamento do sinal é uma filtragem digital passa baixa. Esta filtragem é feita usando-se um filtro de amaciamento (*smoothing*), para eliminação dos ruídos de alta frequência. O filtro de amaciamento empregado usa o método dos mínimos quadrados com um ajuste polinomial de 7 pontos, tal como descrito em Savitzky e Golay (1964), sendo bastante eficiente. A seguir o sinal filtrado é derivado usando-se o algoritmo de derivada proposto por Southworth e Deleeuw (1965), que favorece a detecção de variações súbitas no sinal. O sinal derivado é então elevado ao quadrado visando ressaltar as variações do sinal original. Um limiar obtido experimentalmente, é aplicado a este sinal. A latência é determinada como sendo o intervalo de tempo entre o instante zero e o ponto onde o sinal elevado ao quadrado excede o valor do limiar pré-estabelecido. Visto que os sinais obtidos durante os experimentos têm uma excelente relação

sinal/ruído, este algoritmo determina com muita precisão a latência para os sinais obtidos. Foram estabelecidas janelas adequadas para a determinação das latências das respostas M ou reflexos H, baseadas nas informações obtidas na literatura, e pela própria experiência adquirida com a manipulação dos sinais obtidos em nossos experimentos. A Figura 4 mostra os traçados dos sinais, antes e após cada uma das etapas acima descritas, além do traçado de uma linha horizontal representando o limiar e de uma linha vertical marcando o ponto detectado para o cálculo da latência. Este algoritmo foi exaustivamente testado em vários sinais, funcionando sempre de forma bastante eficiente.

Na tela de apresentação do sinal (Figura 5), são mostrados o valor da amplitude pico a pico do sinal, o ganho utilizado no amplificador, e ainda um cursor, com a apresentação, em janelas, dos valores relativos às coordenadas X e Y. Este cursor nos possibilita uma determinação manual do valor da amplitude pico a pico do sinal, e da sua latência, caso o operador queira fazer medidas nos sinais individuais obtidos. O eixo vertical no gráfico da Figura 5 indica o valor do sinal em unidades numéricas de saída do conversor A/D. Os números neste eixo são fracionários devido ao modo como o *software* gráfico faz o ajuste para traçar a escala do eixo Y.

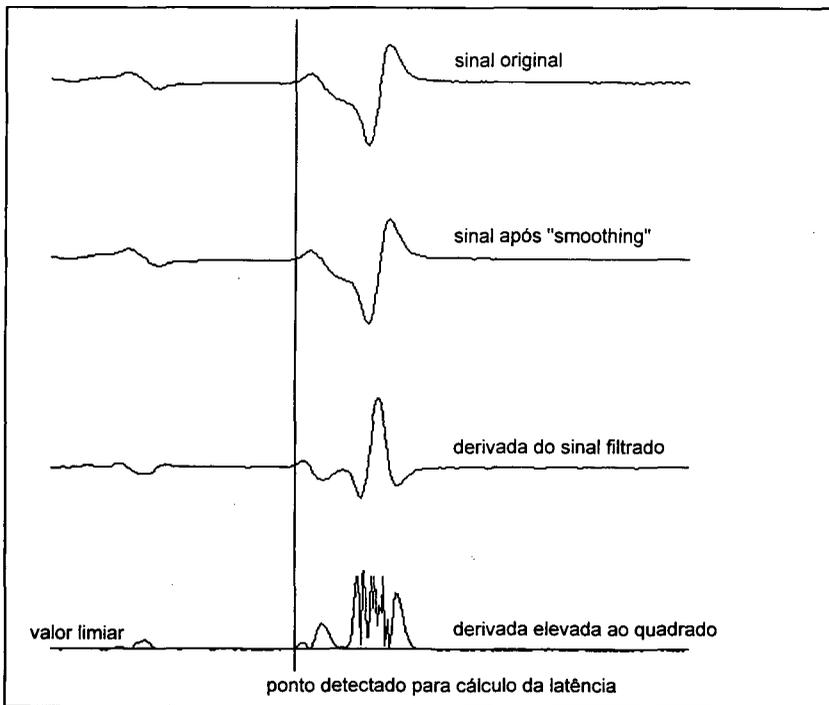


Figura 4. Gráfico demonstrativo do processamento do sinal para cálculo da latência.

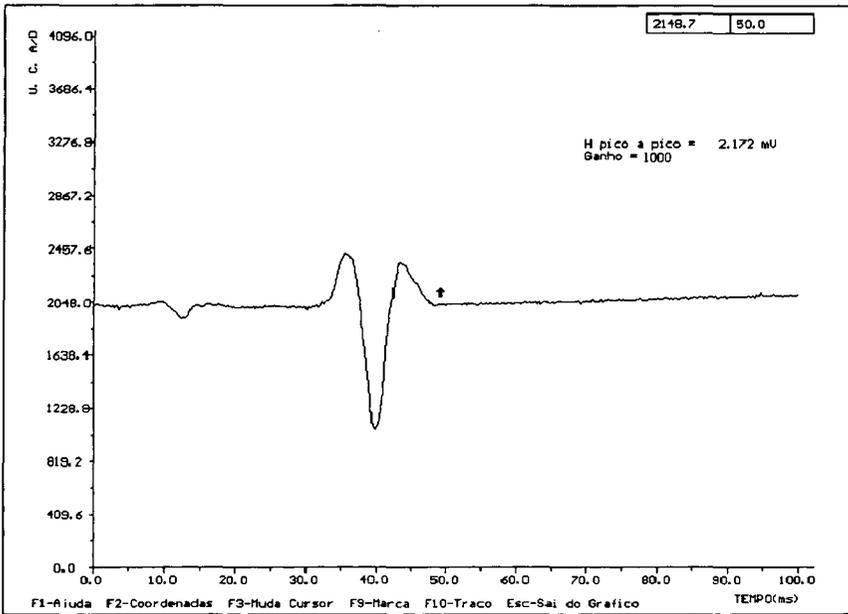


Figura 5. Tela de visualização de um reflexo H no programa de processamento.

### COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS, ACOMODAÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS E CAPTAÇÃO DOS SINAIS

Os músculos testados na aplicação do sistema desenvolvido, foram o solear e o gastrocnêmio. Eles foram escolhidos por apresentar características diferentes no que diz respeito a quantidade de fibras lentas e rápidas, e neles ser mais fácil o aparecimento de diferenças funcionais nas fibras musculares, devido ao treinamento aplicado aos voluntários. O membro utilizado para a análise do reflexo H e da resposta M, tanto do músculo solear como do gastrocnêmio, foi a perna esquerda. Esta escolha fundamentou-se nos resultados de Singh *et alii* (1981), que relatam ser o membro esquerdo, não só mais desenvolvido anatomicamente, como também possui reflexos mais rápidos, dotando-o melhor do que o direito para atividades reflexas relacionadas com o caminhar, com o deslocamento de peso e com a manutenção da postura.

Nos experimentos, a primeira tarefa executada foi determinar com precisão a localização dos eletrodos de captação, com o indivíduo em pé. Utilizamos um eletrodo circular, banhado a ouro, do tipo AM1405P, marca ANAMED, com a área interna metálica de 0,8 cm<sup>2</sup>, tanto para a captação, como para o catodo utilizado na estimulação. Para o anodo, utilizamos uma placa de aço inoxidável de 20 cm<sup>2</sup> de área. A fixação dos eletrodos foi feita após desengordurada a pele, usando algodão embebido em uma mistura de álcool e éter, utilizando-se também pasta eletrolítica de boa qualidade (MEDI-GEL). Os eletrodos de captação para o músculo solear

foram colocados com 3 cm de distância entre si, na pele, sobre o músculo. Foram colocados ao longo da linha médio-dorsal da perna, cerca de 4 cm abaixo da porção distal do músculo gastrocnêmio. O eletrodo da entrada inversora do amplificador é proximal. Para os reflexos do gastrocnêmio, os eletrodos de captação foram colocados na panturrilha, em linha com o tendão de Achilles, um pouco lateralmente, à esquerda, com os eletrodos sobre a porção central do músculo, também com uma distância de 3 cm entre si (Figura 6).

Depois da colocação correta dos eletrodos de captação, procedia-se à acomodação do voluntário, da melhor maneira possível para captar os sinais eletromiográficos. Para garantir esta acomodação, foi adaptada uma cadeira destinada a trabalhos odontológicos. Esta cadeira possibilitou tanto apoiar a cabeça e os braços do voluntário como regular a angulação do joelho e dos pés. Uma posição semi-reclinada é preferível para que os voluntários possam permanecer confortáveis por um prolongado período de exame. A cabeça e os braços foram apoiados, para eliminar variações na excitabilidade dos reflexos, que podem ser causadas por mudanças na posição da cabeça, afetando a influência labiríntica na medula espinhal, bem como pelas contrações de músculos do pescoço e ombros (Hugon, 1973). Os pés foram apoiados numa placa, presa à estrutura da cadeira, cuja angulação é regulável. A partir daí, posicionava-se o pé para que ele ficasse flexionado dorsalmente fazendo um ângulo de 90° com a perna, ou seja, uma angulação perna-pé de 90°. A placa onde estão os pés é, então, travada neste ângulo. O joelho é flexionado para cerca de 120° e mantido neste ângulo. Desta maneira, o solear é estendido otimamente para a ativação do reflexo monossináptico. O gastrocnêmio é relaxado pela flexão do joelho. Tudo isto reduz a influência depressiva que as fibras aferentes dos outros músculos podem ter no músculo solear, quando da obtenção do reflexo H. Nestas condições, a contração do solear é isométrica enquanto que a do gastrocnêmio é isotônica (Hugon, 1973).

As respostas motora M e os reflexos H foram evocados por estimulação elétrica do nervo tibial anterior, na fossa poplitea. Após a acomodação dos voluntários na cadeira, os eletrodos de estimulação foram colocados no eixo dorso-ventral da perna. O catodo é colocado na fossa poplitea e o anodo é colocado em cima da patela. Este arranjo é preferido a um arranjo longitudinal ao longo do nervo por três razões: o artefato do estímulo é reduzido, é menos provável que aconteça o bloqueio do anodo durante a estimulação e a estimulação seletiva do tronco do nervo é mais fácil (Hugon, 1973). A colocação dos eletrodos de estimulação, específica para este tipo de estudo foi desenvolvida por Simon (1962), e possibilitou uma estimulação bastante adequada do nervo tibial.

Antes de iniciar a captação de sinais, vários testes foram feitos com o objetivo de localizar o ponto ideal para colocação dos eletrodos de estimulação, através da visualização das respostas M e dos reflexos H, no monitor de vídeo do microcomputador, após cada aplicação de estímulo. Tais testes traziam muito desconforto para os voluntários, visto que para cada mudança na posição do catodo, esparadrapos eram fixados e retirados. Isto era feito a cada mudança de posição e aplicação de estímulo, até que se obtivesse respostas satisfatórias. Para evitar fixar e retirar os eletrodos sucessivamente, o que causava irritação e dor, adotamos uma solução prática e eficiente. Usando o invólucro de plástico de uma caneta esferográfica comum, adaptamos a sua ponta para acomodar um conector fêmea que aceitasse a cabeça de fixação do eletrodo (catodo). Através do invólucro da caneta foi passado um fio com um comprimento de cerca de 15 cm, que continha, numa ponta, o conector para fixação do eletrodo e, na outra, um conector para conexão ao estimulador biológico (Figura 7).

O uso deste eletrodo tipo caneta permitiu obter a localização correta para o eletrodo de estimulação, de modo interativo com o uso do programa de aquisição pois, à medida que se ia procurando a melhor posição para o estímulo na fossa poplitea, observava-se, a cada estimulação, a qualidade e amplitude dos sinais no monitor de vídeo, até que se obtivesse a estimulação mais adequada possível para obtenção do reflexo H ou resposta M. Depois da determinação da localização precisa e da pressão ideal do eletrodo de estimulação na fossa poplitea, o eletrodo (catodo) é fixado de forma definitiva na pele através de esparadrapos, e a pressão ideal é mantida através do uso de elásticos com velcro, para amarração e suporte dos eletrodos.

O eletrodo de referência para medida em configuração diferencial foi colocado na parte da frente da perna do voluntário, entre as duas extremidades da tibia, um pouco lateralmente. Isto fez com que os eletrodos de captação do músculo solear ficassem abaixo do eletrodo de referência, e os do músculo gastrocnêmio ficassem acima. O posicionamento dos eletrodos de captação utilizados neste trabalho, mostrado na Figura 6, foi descrito por Hugon (1973). A colocação do eletrodo de referência na posição indicada, fez com que, na presença de um reflexo H ou de uma resposta M, se visualizasse uma deflexão negativa inicial quando ele provinha do músculo gastrocnêmio, e uma deflexão positiva quando ele provinha do músculo solear. Isto não influenciou os resultados, pois o parâmetro que nos interessava era o valor da amplitude pico a pico do sinal.

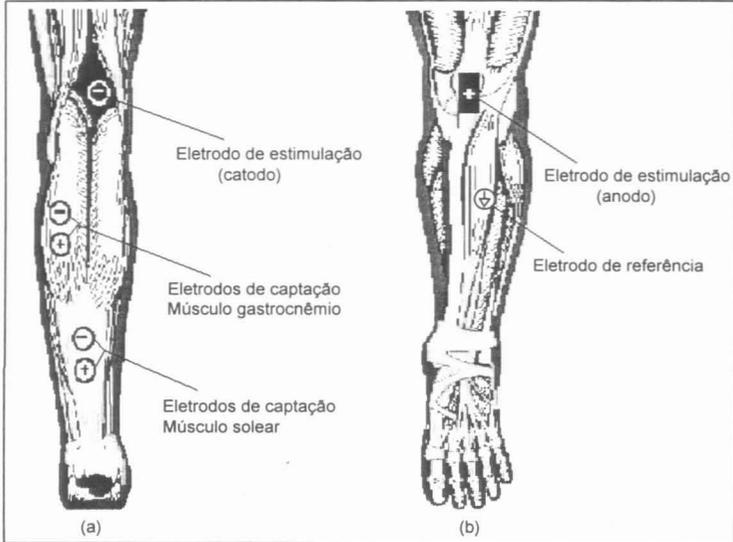


Figura 6. a) esta figura mostra o esquema de localização dos eletrodos de estimulação (catodo) e de captação, na parte posterior da perna esquerda b) a figura mostra a localização do eletrodo de estimulação (anodo, na patela) e do eletrodo de referência na parte anterior da perna esquerda.

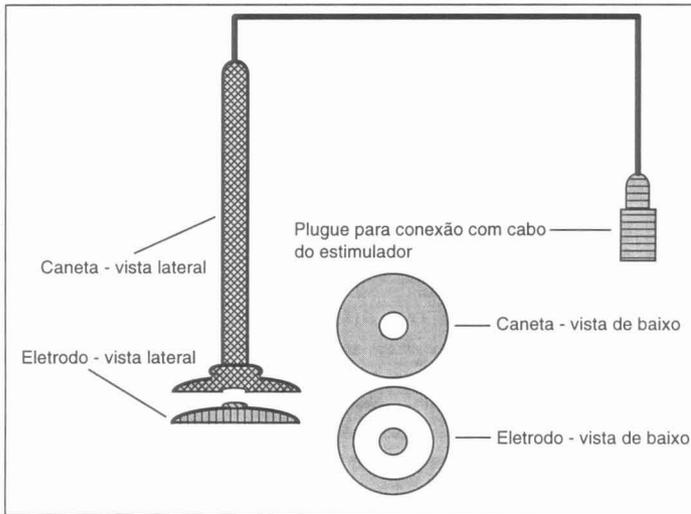


Figura 7. Eletrodo de estimulação adaptado no corpo de uma caneta para determinação do ponto ideal para estimulação do nervo.

### ESCOLHA DOS GRUPOS DE TRABALHO

Apresentaram-se 34 voluntários, e todos foram submetidos a exames cardiorrespiratório e muscular, no repouso e no esforço, para a determinação do consumo máximo de oxigênio ( $VO_2$ máx) e limiar anaeróbio. Em uma ficha individual foram registradas todas as informações e medidas antropométricas, inclusive a atividade física habitual de cada participante. Inicialmente, cada voluntário passou por uma bateria de testes onde foram registrados os dados de cada um. Nesta sessão também foram incluídos testes de aptidão física, para poder garantir a participação de cada voluntário nos treinamentos. Depois desta fase preliminar, todos os indivíduos foram submetidos a testes reflexológicos para a obtenção do reflexo H e da resposta M. Uma típica sessão de aquisição dos sinais durou em torno de uma hora, enquanto a duração total de cada exame foi de cerca de duas horas.

Apesar da idéia inicial de trabalhar com apenas trinta indivíduos, nenhum voluntário foi descartado da pesquisa porque previa-se a desistência de alguns deles. Os voluntários foram separados em dois grupos: os que se submeteriam a um treinamento específico para atletas velocistas, ou seja, atletas especialistas em provas de atletismo cuja característica principal é a velocidade e a potência (velocistas), composto por dezessete voluntários, e os que se submeteriam a um treinamento específico para atletas fundistas, ou seja, atletas especialistas em provas de atletismo cuja característica principal é a resistência (fundistas), composto também por dezessete voluntários. A cada voluntário perguntou-se que tipo de treinamento queria fazer. A partir desta informação, avaliávamos as reais condições daquele indivíduo para aquele tipo de treinamento. O grupo de controle foi o conjunto dos 34 voluntários dos quais foram obtidos todos os dados reflexológicos antes da aplicação do treinamento.

O objetivo do treinamento foi o de avaliar possíveis alterações na relação entre as fibras lentas e rápidas, nos dois músculos estudados, solear e gastrocnêmio, nos dois grupos treinados para modalidades esportivas diferentes. Caso houvesse alteração na relação de fibras lentas e rápidas, isto se refletiria em mudanças na relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  em determinado músculo.

Os voluntários recrutados foram todos homens, com idade variando entre 18 e 25 anos. Esta amostra foi constituída de alunos, saudáveis, dos cursos de Educação Física, Fisioterapia e Medicina, do Centro de Ciências da Saúde da UFPB. Do grupo inicial de trinta e quatro voluntários apenas quinze concluíram o treinamento. Destes quinze, seis formaram o grupo dos velocistas e nove formaram o grupo dos fundistas. Este enorme número de desistências deveu-se a vários fatores e entre eles podemos destacar: férias escolares, complexidade e obrigatoriedade de fazer exaustivos exercícios e testes reflexológicos, caracterizando assim um protocolo trabalhoso para o voluntário.

### TREINAMENTO DOS VOLUNTÁRIOS

O primeiro grupo (velocistas) foi submetido a um programa de treinamento de natureza anaeróbia, voltado para a velocidade e potência. Os exercícios para este tipo de treinamento foram exercícios fortes e de curta duração. A energia utilizada em trabalhos com estas características é fornecida principalmente pela degradação do glicogênio muscular, dando, como produto final, o ácido láctico, pois o oxigênio não está presente em quantidade suficiente. Este tipo de treinamento recruta principalmente as fibras musculares do tipo II, de contração rápida, esbranquiçadas e glicolíticas que compõem a maior parte do músculo gastrocnêmio. O segundo grupo (fundistas) foi submetido a um programa de treinamento de natureza aeróbia. Este programa constituiu-se de exercícios submáximos de longa duração. A energia para este tipo de esforço provém principalmente da degradação de lipídios (ácidos graxos livres), cujo processo metabólico exige a presença de oxigênio em quantidade suficiente. Este tipo de treinamento exercita principalmente as unidades motoras constituídas por fibras musculares tipo I, que são lentas, vermelhas e oxidativas e que compõem uma boa parte do músculo solear.

O treinamento, ministrado por dois profissionais da área de Educação Física da UFPB, teve a duração efetiva de dois meses. Os voluntários foram submetidos a três treinos semanais, tendo-se o cuidado de evitar a concentração de treinos em dias seguidos. Procurou-se adequar os horários e dias de treinamento às disponibilidades dos participantes, não se exigindo a realização de treino para todo o grupo no mesmo horário.

### PROCEDIMENTO PARA OBTENÇÃO DOS REFLEXOS H E DAS RESPOSTAS M

Em cada exame o voluntário era sentado na cadeira, com os pés apoiados sobre a rampa e com os eletrodos de estimulação e captação de sinais previamente colocados, segundo a técnica descrita anteriormente. A estimulação era iniciada com uma amplitude do pulso de estimulação próxima do zero, sendo gradativamente aumentada. A duração do pulso de estimulação foi fixada em 1,0 ms. Os reflexos H e as respostas M eram visualizadas no monitor de vídeo do computador, utilizando-se o programa de aquisição descrito anteriormente. À medida que íamos aumentando a intensidade do estímulo, eram produzidos reflexos H cada vez

maiores, até chegar a um ponto em que o reflexo H estabilizava, e, com o aparecimento da resposta M, começava a diminuir. Então considerávamos a amplitude anterior ao aparecimento da resposta M, como o valor de amplitude máxima do reflexo H. Para obtenção da resposta M aumentava-se a intensidade do estímulo, acompanhando a queda da amplitude do reflexo H e, simultaneamente, o aumento da amplitude da resposta M. Em amplitudes mais altas de estímulo, o reflexo H desaparecia, registrando-se somente a resposta M. A partir daí, dávamos um leve acréscimo no valor da intensidade de estímulo, e analisávamos se ocorria um aumento significativo na resposta M. Não ocorrendo aumento considerável, deixávamos de estimular o voluntário e interrompíamos o teste, considerando aquela como a resposta motora direta máxima. O procedimento para garantir a obtenção de reflexos H máximos e respostas M máximas é crítico e de fundamental importância para o êxito dos experimentos. Logo no início dos experimentos ficou claro que não era possível determinar os valores máximos destes sinais, simultaneamente para os músculos solear e gastrocnêmio, razão pela qual foi necessário captar os sinais de cada músculo separadamente. Por este motivo apenas um canal do amplificador foi utilizado.

Antes da obtenção definitiva dos sinais, o limiar do reflexo H foi determinado manualmente conforme técnica descrita anteriormente. Para isto, pequenos deslocamentos na posição do catodo foram feitos, de tal forma que obtivéssemos o menor limiar possível, fazendo uso do eletrodo especial tipo caneta. Foram necessários cinco estímulos, em média, para a determinação manual do limiar do reflexo H, em cada indivíduo. Para obter os registros definitivos do reflexo H e da resposta M, cada voluntário recebeu dez estímulos. Isto foi feito tanto para o músculo solear, como para o músculo gastrocnêmio, visando gravar os sinais em disco, para posterior processamento. Neste processamento obtinha-se o valor da amplitude pico a pico e latência de cada sinal, pela determinação da média dos dez sinais gravados para cada reflexo. No caso do reflexo H foi necessário um intervalo mínimo de 20 s entre um estímulo e outro, para prevenir que o músculo analisado entrasse em depressão. Em alguns casos onde ocorreu depressão do músculo, notava-se um reflexo H baixo, e a cada estímulo este reflexo diminuía ainda mais. Este intervalo de tempo não foi crítico na estimulação para a captação da resposta M, mas não foram utilizados intervalos menores do que 5 s entre um estímulo e outro.

## RESULTADOS

A aplicação do sistema desenvolvido baseou-se no estudo do reflexo de Hoffmann e na determinação e comparação da relação entre o reflexo H máximo e a resposta motora direta (resposta M) máxima, para quantificação do índice de fibras lentas no total de fibras dos músculos solear e gastrocnêmio da perna esquerda dos voluntários. Adicionalmente, foram medidas e comparadas as latências e as intensidades de estimulação para obtenção de cada sinal (Reflexo H ou Resposta M) para cada músculo. A intensidade mínima do estímulo para obtenção do reflexo H variou entre 25 e 35 Volts no grupo estudado. As Figuras 8 e 9 mostram exemplos típicos de reflexo H e de resposta M do músculo solear, obtidos durante os nossos experimentos.

Os testes foram divididos em duas partes: os testes feitos antes dos treinamentos e os testes efetuados depois dos treinamentos. As Tabelas 1, 2, 3 e 4 mostram a média ( $\mu$ ), desvio padrão ( $\sigma$ ) e coeficiente de variação (CV) para os grupos de fundistas (F) e velocistas (V),

subdivididos em testes do músculo gastrocnêmio e do músculo solear. Nas colunas destas Tabelas estão discriminados os parâmetros medidos durante os experimentos, e nas linhas, as suas médias, desvios padrões e coeficientes de variação. Os parâmetros medidos para cada músculo são: relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ , em porcentagem, representada nas tabelas por Relação H/M; latência do reflexo H em milissegundos, representada nas tabelas por Lat. Média H; latência da resposta M em milissegundos, representada nas tabelas por Lat. Média M; intensidade do estímulo para obtenção do reflexo H em Volts, representada nas tabelas por Int. de Est. do Ref. H; e intensidade de estímulo para obtenção da resposta M em Volts, representada nas tabelas por Int. de Est. da Resp. M. As Tabelas 1 e 2 referem-se ao músculo gastrocnêmio, antes e depois do treinamento e as Tabelas 3 e 4 referem-se ao músculo solear. Nas Tabelas 1 e 3 os valores das colunas GC representam os parâmetros de interesse para o grupo de controle, ou seja, os trinta e quatro indivíduos que se apresentaram como voluntários e que fizeram o teste inicial, antes do treinamento.

Visando uma comparação entre os parâmetros obtidos para os dois grupos, antes e depois do treinamento, aplicamos o teste estatístico t de Student para dados emparelhados, especialmente indicado para comparação de médias, para um reduzido número de casos (Kennedy e Neville, 1964). O mesmo procedimento foi aplicado tanto para os sinais do músculo gastrocnêmio como para o músculo solear. Na comparação entre as médias dos diversos parâmetros, antes e depois do treinamento, utilizou-se como referência o nível de 5 % de significância.

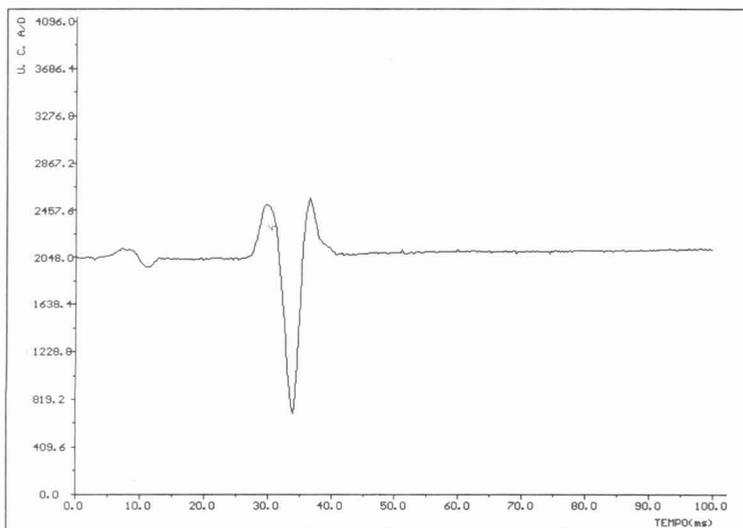


Figura 8. Exemplo de um reflexo H do músculo solear.

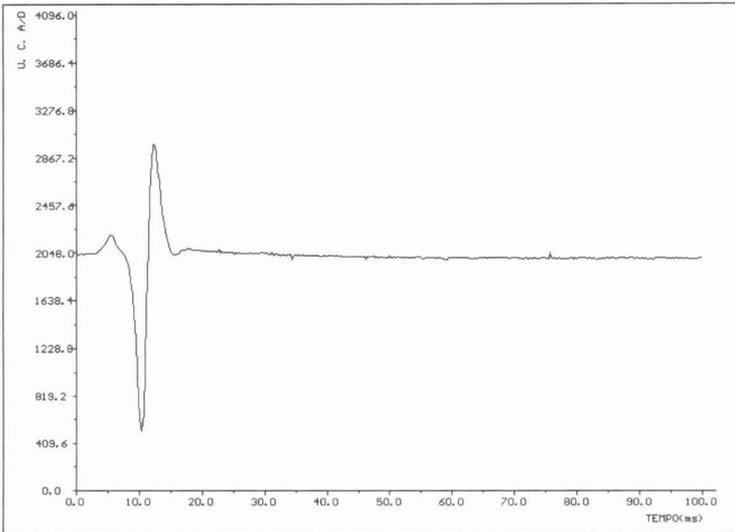


Figura 9. Exemplo de uma resposta M do músculo solar.

Tabela 1. Parâmetros do gastrocnêmio medidos antes do treinamento

	Relação H/M (%)			Lat. Média H (ms)			Lat. Média M (ms)			
	F	V	GC	F	V	GC	F	V	GC	
$\mu$	24,93	19,19	19,95	27,77	27,89	28,71	2,80	2,84	2,83	
$\sigma$	18,93	12,60	13,46	3,50	1,61	3,97	0,08	0,11	0,11	
CV	75,91	65,66	67,48	12,59	5,78	13,83	2,67	3,94	3,91	
	Int. de Est. do Ref. H (V)			Int. de Est. da Resp. M (V)						
	F	V	GC	F	V	GC				
$\mu$	46,11	34,68	43,59	72,78	55,00	66,47				
$\sigma$	14,53	6,68	13,97	16,22	7,75	16,54				
CV	31,51	19,28	32,06	22,29	14,08	24,88				

Tabela 2. Parâmetros do gastrocnêmio medidos depois do treinamento

	Relação H/M (%)		Lat. Média H (ms)		Lat. Média M (ms)		Int. de Est. do Ref. H (V)		Int. de Est. da Resp. M (V)	
	F	V	F	V	F	V	F	V	F	V
$\mu$	26,28	29,97	26,43	27,55	2,88	2,78	44,44	40,83	68,89	68,33
$\sigma$	14,69	10,86	1,79	2,04	0,27	0,05	11,84	9,70	10,24	16,33
CV	55,88	36,25	6,76	7,39	9,32	1,84	26,65	23,76	14,87	23,90

Tabela 3. Parâmetros do solear medidos antes do treinamento

	Relação H/M (%)			Lat. Média H (ms)			Lat. Média M (ms)		
	F	V	GC	F	V	GC	F	V	GC
$\mu$	51,14	42,00	42,92	28,98	29,94	28,57	5,12	4,80	4,74
$\sigma$	15,24	20,37	17,45	1,69	1,56	2,35	1,01	0,91	1,26
CV	29,79	48,39	40,67	5,84	5,20	8,24	19,77	18,99	26,56
	Int. de Est. do Ref. H (V)			Int. de Est. da Resp. M (V)					
	F	V	GC	F	V	GC			
$\mu$	53,89	38,33	48,15	77,78	57,83	70,82			
$\sigma$	16,92	6,83	14,68	16,42	6,65	17,38			
CV	31,39	17,82	30,49	21,11	11,49	24,53			

Tabela 4. Parâmetros do solear medidos depois do treinamento

	Relação H/M (%)		Lat. Média H (ms)		Lat. Média M (ms)		Int. de Est. do Ref. H (V)		Int. de Est. da Resp. M (V)	
	F	V	F	V	F	V	F	V	F	V
$\mu$	56,03	52,12	28,80	29,28	4,77	5,14	50,56	49,17	73,33	71,67
$\sigma$	20,60	14,34	1,56	1,77	0,62	0,88	15,30	10,21	11,18	12,91
CV	36,76	27,51	5,41	6,04	12,97	17,10	30,26	20,76	15,25	18,01

Como resultado da análise estatística dos parâmetros medidos antes e depois do treinamento, no músculo gastrocnêmio, houve um aumento significativo da relação  $H_{\text{máx}}/M_{\text{máx}}$  e da intensidade do estímulo necessária para a obtenção das respostas M, para o grupo dos velocistas. Para o músculo solear, houve um aumento significativo apenas na intensidade do estímulo necessária para a obtenção da resposta M no grupo dos velocistas. Os demais parâmetros, tanto para o grupo de velocistas quanto para o grupo de fundistas, não apresentaram qualquer variação significativa.

## DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Neste trabalho mostramos o desenvolvimento de *hardware* e *software* necessários para a aquisição e o processamento do reflexo de Hoffmann e resposta motora direta M. Atenção especial foi dada à implementação da metodologia para obtenção dos sinais, resultando no estabelecimento de um procedimento padrão, que possibilitou a captação dos sinais de uma forma otimizada. O *hardware* desenvolvido foi testado e apresentou uma performance adequada para os objetivos propostos, permitindo obter sinais com uma alta relação sinal/ruído. A relação sinal/ruído foi sempre tão elevada que nunca foi necessário fazer uso do filtro *notch* de 60 Hz, implementado no circuito do amplificador. O *software* permite a visualização dos sinais em tempo real, durante a aquisição, o que facilita o controle de qualidade dos sinais a serem gravados para posterior

processamento. O processamento dos sinais para o cálculo dos parâmetros de interesse é feito de forma automática.

O sistema desenvolvido foi testado em um experimento piloto proposto pelo Laboratório de Fisiologia Aplicada do Departamento de Fisiologia e Patologia da UFPB, que constou da comparação da relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  em indivíduos treinados para modalidades esportivas que utilizam resistência ou força.

Os resultados obtidos e reportados anteriormente, nas Tabelas de 1 a 4, indicaram: não houve diferenças significativas nas relações  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  antes e depois do treinamento ao nível de 5% de significância (teste t pareado de Student), exceto para o grupo treinado para força (velocistas), no qual detectou-se um aumento significativo na relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ , para o músculo gastrocnêmio. No entanto, os resultados obtidos no músculo gastrocnêmio foram bastante insatisfatórios, principalmente porque foi difícil obter reflexos H máximos. Os reflexos H deste músculo são de baixa amplitude, e na sua obtenção, geralmente aparecem respostas M de amplitude considerável. Alguns autores afirmam que é impossível obter reflexos H no gastrocnêmio, e citam o fato de ser possível captar reflexos H do músculo solear, com eletrodos de captação colocados sobre o músculo gastrocnêmio. Isto indica que estes reflexos H podem ser uma contaminação do reflexo H do músculo solear (Hugon, 1973). Assim, os resultados relativos ao músculo gastrocnêmio, nestas circunstâncias, não devem ser valorizados.

Os resultados obtidos para o músculo solear (Tabelas 3 e 4), indicaram que não houve uma diferença significativa ao nível de 5 % de significância na relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ , para os grupos de fundistas e velocistas. Do ponto de vista fisiológico, esperava-se uma variação na relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  para o grupo de fundistas, mas alguns fatores contribuíram para que isto não ocorresse. Como exemplo destes fatores temos o fato de que a média da relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  para o grupo de fundistas (51,14 %), antes do treinamento, foi bem maior do que a média desta relação para o grupo de velocistas (42,00 %) e para o grupo de controle (42,92 %), o que sugere que o grupo de fundistas não continha somente indivíduos sedentários, mas sim indivíduos que já praticavam algum tipo de atividade física. De fato, durante o desenvolvimento do trabalho, ficou patente que boa parte dos indivíduos selecionados para o treinamento de resistência, tinham muito interesse em esportes e já praticavam algum tipo de atividade física, o que mostra que o recrutamento dos voluntários poderia ter sido feita de uma forma mais adequada. Diante deste fato, fizemos uma comparação de médias da relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  entre o grupo de fundistas depois do treinamento e o grupo de controle, usando um teste estatístico que empregou a distribuição normal, visto que tínhamos mais de 30 casos no grupo de controle. Este teste revelou um aumento significativo da relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ , ao nível de 5 % de significância. Além disso, este grupo foi o que apresentou a maior média da relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ , depois do treinamento, atingindo o valor de 56,03 %, o qual se aproxima do máximo que pode ser obtido para o músculo solear, em indivíduos treinados (Guiheneuc, 1983; Verrier, 1985). Para o grupo de velocistas, o mesmo teste estatístico, baseado na distribuição normal, depois do treinamento, revelou também um aumento significativo. Entretanto, este grupo apresentou uma média da relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  muito mais baixa do que o grupo de fundistas antes do treinamento, o que sugere o baixo grau de atividade física deste grupo. Assim, mesmo treinados para velocidade, houve um aumento da atividade das fibras lentas, o que deve ter contribuído para aumentar a relação. No entanto, esta média ficou bem abaixo da média da relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  do grupo de fundistas.

As latências médias, para os grupos de força e de resistência, não apresentaram diferenças significativas, antes e depois do treinamento. Não houve diferença significativa também nas intensidades do estímulo necessária para a obtenção dos reflexos H nos dois músculos. No caso da intensidade do estímulo necessária para a obtenção da resposta M, a análise estatística mostrou que houve um aumento significativo para o grupo treinado para força, tanto para o músculo gastrocnêmio quanto para o músculo solear. Uma possível interpretação para este fato é que, por ser a resposta M representante da atividade de todas as fibras de um músculo, depois do músculo se desenvolver através dos treinamentos, é necessário aplicar um estímulo mais intenso para obter a resposta M máxima, porque ocorre, nestas circunstâncias, um aumento no valor limiar das fibras musculares. Alguns dos resultados (latências médias e intensidade do estímulo para o reflexo H), que não se modificaram com o treinamento, comprovaram o acerto da metodologia implementada.

Deve-se ainda levar em conta, na análise destes resultados, que o número de indivíduos treinados foi pequeno. Isto se deveu ao fato de que muitos dos voluntários desistiram após o início dos treinamentos. Outro aspecto importante a ser levado em consideração é que o período de treinamento pode ter sido insuficiente para demonstrar um claro aumento na relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ . O presente experimento foi, na verdade, um teste piloto para trabalhos desta natureza, que já estão sendo desenvolvidos no Laboratório de Fisiologia Aplicada, e representou uma excelente oportunidade para testar o sistema desenvolvido. Sendo assim, podemos concluir que a instrumentação (amplificador e estimulador) e o *software* desenvolvidos neste projeto atendem adequadamente às necessidades dos procedimentos de aquisição e processamento de sinais reflexos.

### AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Luis Carlos Carvalho (NETEB/CCS/UFPB) pela sugestão e ajuda para publicação deste trabalho, que é parte de trabalho elaborado em exigência à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica (CMEB/UFPB), no qual o referido professor foi orientador.

Ao Prof. Manuel Moreira da Costa (LAFISA/DFP/UFPB) pela co-orientação do trabalho durante o mestrado.

Ao CNPq pela concessão de auxílio e bolsa de pesquisa, que tem viabilizado a continuidade do desenvolvimento da Engenharia Biomédica no Brasil.

### REFERÊNCIAS

- ABATTI, P. J. e FARIAS, M. A. C. (1983). "Estimulador Elétrico de Pulsos para Uso em Laboratórios de Ensino e/ou Pesquisa em Ciências Biológicas". *Anais do 8º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. p. 1-6.
- BERLIN, H. M. (1976). *Aplicações para o 555 com Experiências*. São Paulo: Editora Técnica Ltda.
- BISHOP, B., MACHOVER, S., JOHNSTON, R. and ANDERSON, M. (1968). "Quantitative Assessment of Gamma-motoneurons Contribution to Achilles Tendon Reflex in Normal Subjects". *Archives of Physical and Medical Rehabilitation*. v. 49, p. 145-154.

- BOYLESTAD, R. e NASHESKY, L. (1984). *Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos*, Terceira Edição. Rio de Janeiro: Prentice-Hall.
- BORLAND INTERNATIONAL (1989). *Turbo Pascal - Version 5.0 - User's Guide*. Scotts Valley.
- BUCHTAL, F. and SCHMALBRUCH, H. (1970). "Contraction Times of Twitches Evoked by H-Reflexes". *Acta Physiologica Scandinavia*, v. 80, p. 378-382.
- CARR, J. C. (1992). *Biomedical equipment. Use, maintenance and management*. Englewood Cliffs: Prentice Hall.
- CARVALHO, L. C. (1985). *The Use of ECG Body Surface Mapping in the Early Stages of Myocardial Infarction*, PhD Thesis, University of Saskatchewan.
- CARVALHO, L. C., MOTTA, G. H. M. B., MACHADO, P. D., FERREIRA, L. L. M. e MONTEIRO, T. A. (1992). "Biblioteca de Software de Alto Desempenho para Aquisição e Processamento de Sinais Biológicos". *Relatório Técnico NeTI*, Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Instrumentação Biomédica, NETEB/UFPB, Paraíba.
- GEDDES, L. A. and BAKER, L. E. (1989). *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*, third edition. New York: Wiley.
- GUIHENEUC, P. (1983). "The Use of Monosynaptic Reflex Responses in Man for Assessing the Different Types of Peripheral Neuropathies". In: *Motor Control Mechanisms in Health and Disease*, Ed.: J. E. Desmedt, New York: Raven Press.
- GUYTON, A. (1977). *Tratado de Fisiologia Médica*, Quinta Edição. Rio de Janeiro: Interamericana.
- HAMILTON, P. S. and TOMPKINS, W. S. (1986). "Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using MIT/BIH Arrhythmia Database". *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 33, n. 12, p. 1157-1165.
- HUGON, M. (1973). "Methodology of the Hoffmann Reflex in Man". In: *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, Ed.: J. E. Desmedt, Karger: Basel. v. 3, p. 277-293.
- JUNG, W. G. (1980). *IC Op-Amp Cookbook*. Second Edition. Indianapolis: Howard W. Sams.
- KAUFMAN, M. and WILSON, J. A. (1984). *Eletrônica Básica*. São Paulo: McGraw-Hill do Brasil.
- KENNEDY, J. B. and NEVILLE, M. A. (1964), *Basic Statistical Methods for Engineers & Scientists*. New York: Thomas Y. Crowell Company.
- LAGUNA, P., THAKOR, N. V., CAMINAL, P., JANE, R. and YOON, H. R. (1990). "New Algorithm for QT Interval Analysis in 24 hours Holter ECG: Performance and Applications". *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 28, p. 67-73.

- LANCASTER, D. (1981). *CMOS Cookbook*, First Edition. Indiana: Howard W. Sams & Co.
- MACHADO, P. D. L. e CARVALHO, L. C. (1991). "Processamento Automático do Eletrocardiograma (ECG): Determinação dos Pontos Fiduciais". *Resumos do III Encontro de Linhas de Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde*, João Pessoa. p. 252.
- MACIEL, S. S. (1992). *Estudo da Heterogeneidade das Fibras Musculares Esqueléticas do Bicho-preguiça (Bradypus Tridactylus) Através do Reflexo de Hoffmann (H)*. Tese de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco, Recife.
- MALVINO, A. P. (1987). *Eletrônica*, São Paulo: McGraw-Hill. v. 1 e 2.
- COHEN, A. (1995). "Biomedical Signals: Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis", In: *The Biomedical Engineering Handbook*, Ed.: J. D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press/IEEE Press, p. 805-827.
- RODRIGUES, S. A. (1994). *Desenvolvimento de Instrumentação e Software para a Aquisição e Processamento de Sinais Reflexos*. Tese de Mestrado, Universidade Federal da Paraíba.
- RUDELL, A. P. and EBERLE, L. P. (1985). "Computer Feedback Reveals Quantal Aspects of the Hoffmann Reflex". *Experimental Neurology*. v. 87, p.76-85.
- SARL, E. (1986). *301 Circuitos*. São Paulo: Hemus Editora.
- SAVITZKY, A. and GOLAY, E. J. (1964). "Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures". *Analytical Chemistry*. v. 36, n. 8, p. 1627-1639.
- SCOTT, M. P. (1975). *Electrotherapy and Actinotherapy*, 7th edition. London: Baillière Tindall.
- SINGH, P. I., MAINI, B. K. and SINGH, I. (1981). "Bilateral Asymmetry in H-Reflex Latency in the Human Lower Limbs". *Indian Journal of Medical Research*, v. 73, p. 469-471.
- SOUTHWORTH, R. W. and DELEEUW, S. L. (1965). *Digital Computation and Numerical Methods*. New York: McGraw-Hill.
- TORRES, R. H. (1992). *Sistema de Aquisição, Processamento e Apresentação Gráfica do Vectorcardiograma*. Tese de Mestrado, Universidade Federal da Paraíba.
- VERRIER, M. C. (1985). "Alterations in H-Reflex Magnitude by Variations in Baseline EMG Excitability". *Electromyography and Clinical Neurophysiology*. v. 60, p. 492-499.
- WU, C. C. and BRANDT, R. (1969). "Dual High-Gain Differential Amplifiers", In: *Designing with Linear Integrated Circuits*. Ed: J. Eimbinder, New York: Wiley.

## DEVELOPMENT OF INSTRUMENTATION AND SOFTWARE FOR THE ACQUISITION AND PROCESSING OF REFLEX SIGNALS

S. A. Rodrigues<sup>1</sup>, L. C. Carvalho<sup>2</sup> and E. M. M. da Costa<sup>3</sup>

**ABSTRACT** -- This work deals with the development of an electromyogram 2 channels amplifier, a biologic stimulator, the implementation of the software to acquire and process reflex signals (H reflex and M direct response). It also deals with the development of the methodology to prepare individuals to acquire the data in an optimum way, with special attention to such aspects as stimulation and recording electrodes location, subject positioning. The amplifier is based on the classical instrumentation configuration and its passband is 1.5 to 490 Hz. The biological stimulator allows to vary pulse amplitude between 0 and 100 V, repetition frequency between 0.1 and 100 Hz and pulse width is defined at values of 0.1; 0.5; 1.0 and 2 ms. It has the option for pulse trains and single pulse in its output. Reflex signals are converted to the digital format using a 12 bits, 16 channels analog to digital converter, seating on the bus of an IBM PC compatible microcomputer. The developed software has a program to acquire the signals and another one to process them. During acquisition the program reads the data from the A/D converter, showing the signals in the PC monitor in real time. After quality control the data is written to a hard disk file. The processing program calculates the ratio maximum Hoffmann reflex amplitude ( $H_{m\acute{a}x}$ ) to maximum M direct response amplitude ( $M_{m\acute{a}x}$ ) and latencies and shows the signals and all the measured parameters in a final report. The developed system was applied to make comparisons between the ratio ( $H_{m\acute{a}x}$ )/( $M_{m\acute{a}x}$ ) and between latencies in normal individuals, whose age varied between 18 and 25 years, submitted to specific force and endurance physical training, before and after training.

**Key-words:**Hoffmann Reflex, M Response, Biological Stimulator, Electromyography Amplifier

---

<sup>1</sup> Lecturer of Eletronics, Escola Técnica Federal da Paraíba, Av 1° de maio, 720, Jaguaribe, João Pessoa, PB, CEP 58000

<sup>2</sup> Associate Professor, Departamento de Fisiologia e Patologia and MEB/NETEB, CCS/UFPB

<sup>3</sup> Associate Professor, Departamento de Fisiologia e Patologia, CCS/UFPB