

Eletromiógrafo



IA 748 – Instrumentação Biomédica

Profa. Vera L. S. N. Button

Depto. Engenharia Biomédica
FEEC/UNICAMP

Abril de 2002

ÍNDICE

- I. Introdução
- II. Histórico
- III. Origem do sinal eletromiográfico
- IV. O sinal eletromiográfico
- V. Eletromiógrafo
 - V.1. Diagrama em Blocos
 - V.2. Eletrodos
 - V.3. Configurações Mono e Bipolar de eletrodos
 - V.4. Circuitos de condicionamento de sinal
 - V.5. Estimuladores
 - V.6. Sinal de calibração
 - V.7. Processamento dos sinal eletromiográfico
 - V.8. Saída do sinal eletromiográfico
- VI. Comparação entre equipamentos comerciais
- VII. Bibliografia

I. Introdução

Os **eletromiógrafos** são equipamentos que detectam, processam e registram a atividade elétrica dos músculos (potencial de ação composto).

O registro é o **eletromiograma** (EMG) ou sinal miográfico e pode indicar o estado fisiológico de um músculo ou grupo de músculos e dos nervos que controlam a contração muscular.

O EMG pode ser usado para **detectar atividade elétrica muscular anormal** que ocorre em condições patológicas, incluindo distrofia muscular, inflamação do músculo, pinçamento de nervos, lesões nervosas periféricas (em membros superiores e inferiores), esclerose lateral amiotrófica (ALS ou doença de Lou Gehrig), miastenia gravis, hérnia de disco e outras. Também é usado em reabilitação muscular.

Embora a forma de onda registrada não seja um indicador absoluto, **uma diminuição da força de contração muscular é refletida na atividade eletromiográfica**, fornecendo evidências da instalação de patologia neuromuscular.

O EMG é um sinal extremamente complexo e é afetado:

- pelas propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos
- pelo esquema de controle dos sistema nervoso
- pelas características da instrumentação usada

A atividade elétrica dos músculos esqueléticos ocorre na faixa audível e seu registro é normalmente acompanhado por monitoração sonora (em repouso, músculos normais apresentam silêncio elétrico).

O EMG ajuda a distinguir entre **condições patológicas com origem nos músculos de distúrbios nos nervos**. Fraqueza muscular ou perda de massa muscular é geralmente causada por deficiência na inervação motora ou por deficiência intrínseca dos músculos

Doenças adquiridas dos músculos: nas miopatias freqüentemente ocorre redução da amplitude e na duração dos potenciais de ação e um aumento na complexidade da forma de onda.

- **miositis** ou inflamação do músculo: associada a virose, seu diagnóstico é feito através de exame de sangue, biópsia e EMG
- **distrofias** musculares: doenças hereditárias caracterizadas por fraqueza muscular e atrofia progressiva. Seu diagnóstico envolve exames

laboratoriais (nível de creatinina quinase, enzima liberada no sangue quando fibras musculares degeneram), biópsia e EMG

Doenças dos nervos periféricos: nas neuropatias geralmente ocorre um aumento da atividade elétrica dos músculos durante relaxamento (fibrilação e fasciculação) e ausência de potenciais elétricos normais.

- **neuropatias** (por exemplo, poliomielite): o axônio ou o corpo celular no corno anterior da medula é afetado. Leva a perda de massa muscular, redução do tônus e perda de reflexos

Doenças da junção neuromuscular: provoca padrões inconsistentes e irregulares na ativação de uma ou poucas fibras musculares

- **miastenia gravis:** é a mais comum. A terminação nervosa provoca a liberação do neurotransmissor, mas não ocorre a despolarização da membrana muscular. Os receptores estão mascarados por 1 anticorpo específico. Seu diagnóstico é feito através do estudo elétrico da transmissão neuromuscular, e pelo EMG de fibra isolada (SFEMG), e o tratamento inclui a remoção da glândula timo, que produz o anticorpo, drogas imunossupressoras e drogas que aumentam o nível de acetilcolina

Há dois tipos de EMG:

Intramuscular (EMG): é a forma clássica de eletromiografia e a mais comum, envolve a inserção do eletrodo através da pele até o músculo ou grupo muscular onde se quer medir a atividade elétrica

EMG de superfície (SEMG): envolve a colocação do eletrodo na pele (preparada) sobre o músculo ou grupo de músculos onde se quer medir a atividade elétrica

Após a colocação do eletrodo, o paciente pode ser instruído a movimentar, por exemplo a perna. Cada fibra muscular que contrai produz um potencial de ação. O tamanho da fibra muscular afeta a taxa de disparo e a amplitude do potencial de ação. A presença, a amplitude e a forma de onda visualizada numa tela (CRT ou monitor) ou em papel fornecem dados sobre a habilidade do músculo em responder à estimulação nervosa.

Algumas neuropatias resultam em diminuição da NCV (velocidade de condução dos nervos), mas pode-se obter NCV normais em nervos que controlam músculos paralizados por miopatias ou lesões motoras superiores (mielopatias, por exemplo, tumor na medula).

Além da monitoração da atividade muscular os eletromiógrafos também podem armazenar o EMG para análise e comparação posteriores.

II. Histórico

< **Grécia antiga** – Uso de enguias no tratamento (choque) de indisposição física e dores.

< **1666** – Francesco redi associou a aplicação do choque ‘a reação do tecido muscular.

< **1791** – Luigi Galvani demonstrou a associação entre associou a aplicação do choque ‘a reação do tecido muscular.

< **1849** – Dubois-Raymond provaram que o EMG pode ser detectado no músculo humano durante uma contração voluntária.

< **Nos 80 anos seguintes**, o desenvolvimento de novas tecnologias, como o TCR, eletrodos de superfície e de agulha, forneceram os meios para detectar convenientemente o sinal eletromiográfico (EMG).

< **1929** – Adrian, Bronk e Buchthal demonstraram o uso clínico do EMG em diagnósticos.

< **Décadas de 1940 e 1950** – Popularização do EMG em estudos do controle motor e função muscular. Inman e colegas demonstraram a relação entre amplitude e força e velocidade de contração do músculo.

< **Década de 1960:**

- Basmajian e colegas desenvolveram os eletrodos de fio e exploraram sua utilização durante os 20 anos seguintes.
- Os engenheiros iugoslavos Tomovic e Kobrinski destacam-se com trabalhos em controle mioelétrico de próteses.
- Em 1960 tem início o desenvolvimento matemático e teórico do EMG
- De Luca: propriedades do EMG no domínio do tempo
- Lindstrom: propriedades do EMG no domínio da freqüência
- Graupe e Cline : usaram “autoregressive moving average” para extrair informação do EMG.

< **Década de 1970 e início da década de 1980** – Uso de microcomputadores e algoritmos sofisticados e teoria de comunicação para decompor EMG em atividades elétricas individuais das fibras musculares.

< Hoje:

- O EMG é uma ferramenta para a investigação do esquema de controle usado pelo sistema nervoso para produzir a contração muscular
- Uso da média do EMG para descrever o estado funcional do músculo
- Uso da velocidade de condução do EMG para obter informação da morfologia da fibra muscular
- Por se tratar de um sinal complexo, sem descrição apropriada, não se constitui num indicador diagnóstico absoluto

III. Origem do sinal eletromiográfico

III.1. Sistema nervoso periférico

⇒ compreende 12 pares de nervos cranianos, os nervos simpáticos e 33 pares de nervos espinhais

⇒ nascem na medula, inervam o pescoço, o tronco e os membros

⇒ no tórax inervam parcialmente as paredes do abdome

⇒ no pescoço, nas regiões dorsal, sacral e coccígea, grupos de nervos juntam-se em plexos

⇒ dos plexos partem grandes nervos que abrangem extensas áreas de pele e os músculos dos membros superiores e inferiores

◆ Plexo Cervical, formado essencialmente pelos ramos anteriores dos 4 primeiros nervos cervicais

◆◆ Plexo Braquial, formado principalmente pelos ramos anteriores dos últimos nervos cervicais e do 1^o torácico

◆◆◆ Plexo Lombar, formado pelos ramos anteriores dos 4 primeiros nervos lombares

◆◆◆◆ Plexo Sacrocóccigeo, formado pelos ramos anteriores do último nervo lombar, dos nervos sacrais e coccígeos

III.2. Vias motoras

- ⇒ as vias nervosas seguem trajetos de mão única
- ⇒ umas são as vias motoras, que levam impulsos do SNC para os músculos
- ⇒ outras são as vias sensitivas, que levam as sensações das vísceras e do mundo externo para o SNC
- ⇒ músculos estriados: controlados pela via motora voluntária ou piramidal
- ⇒ músculos lisos e cardíaco: controlados pela outra via motora, o sistema nervoso simpático
- ⇒ a via piramidal tem origem no córtex cerebral, principalmente na área motora; é uma via expressa que estabelece sinapses, direta ou indiretamente, com neurônios situados no lado oposto de sua origem, devido a cruzamentos que existem no trajeto (por exemplo, na altura do bulbo)
- ⇒ a via extra-piramidal ou involuntária compreende as vias motoras que têm origem e trajeto fora do sistema piramidal (tônus muscular, movimentos automáticos, respostas reflexas e harmonia dos movimentos)

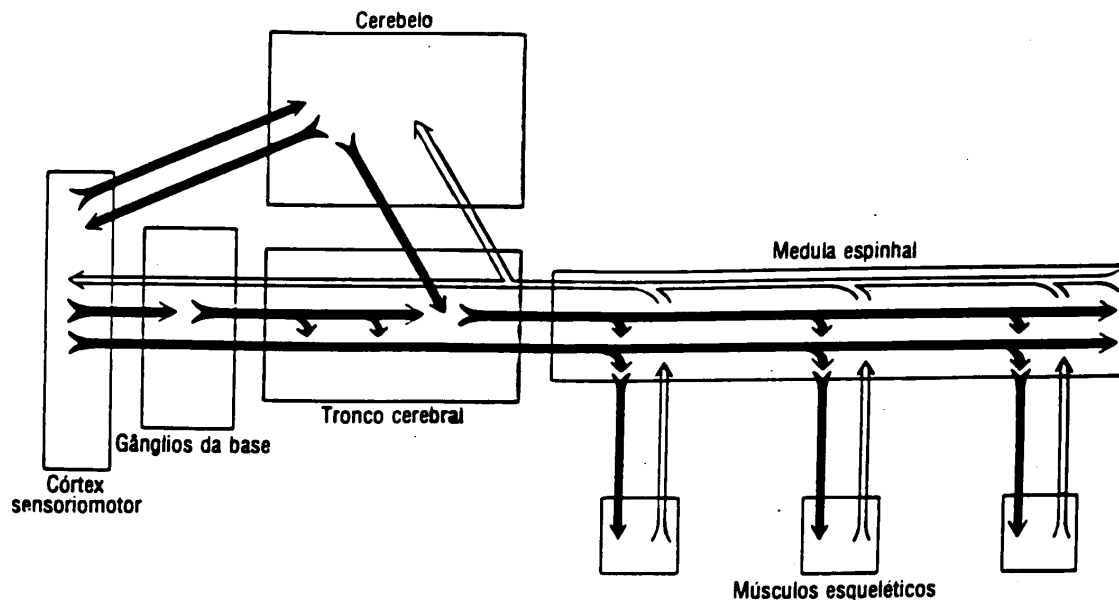
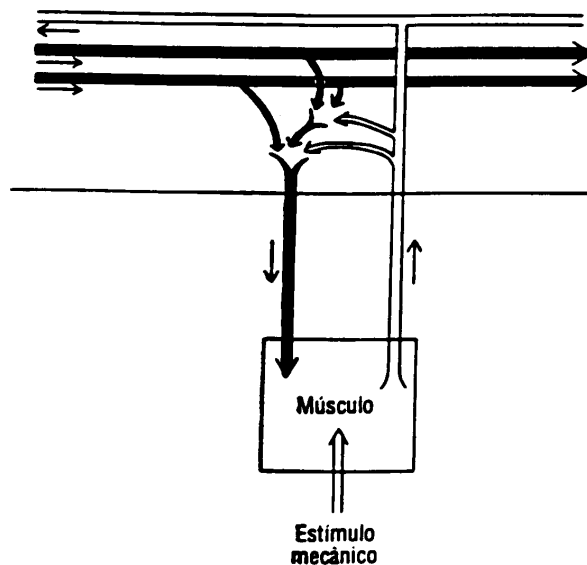


Diagrama em blocos dos sistemas motores. Cada bloco representa uma subdivisão importante do sistema nervoso. Setas claras representam conexões sensoriais; setas escuras representam conexões motoras.



Representação esquemática de alças fechadas que ligam cada músculo com a medula espinhal.

Figura 1. Representação esquemática do sistema nervoso motor.

III.3. Placa motora

As placas motoras são as conexões entre as terminações nervosas e as fibras musculares.



Figura 2. Representação esquemática simplificada da transmissão de um impulso nervoso para a fibra muscular. O impulso nervoso final é o resultado da soma dos estímulos excitatórios e inibitórios recebidos pelo neurônio

Através da placa motora o impulso nervoso é transmitido à fibra muscular, determinando a contração desta, num processo químico de alta velocidade.

Na região próxima à fibra muscular, a fibra nervosa não tem bainha de mielina, e divide-se em ramificações (dendritos) que estabelecem contato com a região especial da membrana da fibra muscular: **a placa motora**.

Na ponta das terminações nervosas existem vesículas ultramicroscópicas que armazenam **acetilcolina**. Esta é liberada quando chega um impulso nervoso, e difunde-se na placa motora, determinando uma alteração elétrica local que poderá desencadear a resposta (bomba de sódio/potássio), desde que a quantidade de acetilcolina seja suficiente.

Quando a alteração elétrica (despolarização, aumenta a permeabilidade da membrana ao sódio) é maior que um dado limiar, ocorre a contração da fibra muscular (em repouso, as fibras musculares estão polarizadas, -90mV).

A acetilcolina é o mediador químico na transmissão neuromuscular. Ela amplifica (quimicamente) o impulso nervoso (correntes iônicas). A corrente elétrica por si mesma não é suficiente para gerar um impulso na fibra muscular, devido à secção muito menor da fibra nervosa, comparada à da fibra muscular.

O neurotransmissor é removido do local onde foi liberado, por espalhamento ou por destruição enzimática especial. **A membrana da placa deve repolarizar-se rapidamente para tornar-se sensível a outro estímulo nervoso, para que a contração muscular possa ser graduada em resposta às diferentes frequências de estimulação** (taxas de disparo).

IV. O sinal eletromiográfico

É a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada à contração do músculo.

Representa a corrente gerada pelo fluxo iônico através da membrana das fibras musculares que se propaga pelos tecidos até chegar ao eletrodo de detecção.

IV.1. Característica do sinal

O EMG tem componentes em frequência desde 20Hz até 10kHz e apresenta amplitudes de 100 μ V até 90mV, dependendo do sinal estudado e do tipo do eletrodo.

IV.2. Unidade motora (MU)

É a unidade fundamental do músculo e é formada por um motoneurônio alfa mais as fibras musculares inervadas por ele.

IV.3. Potencial de ação da unidade motora (MUAP)

É a unidade fundamental do sinal eletromiográfico e representa a atividade elétrica resultante da ativação das fibras musculares de uma unidade motora, ou potencial de ação da unidade motora (**motor unit action potential – MUAP**), $h(t)$, como indicado na Figura 3.

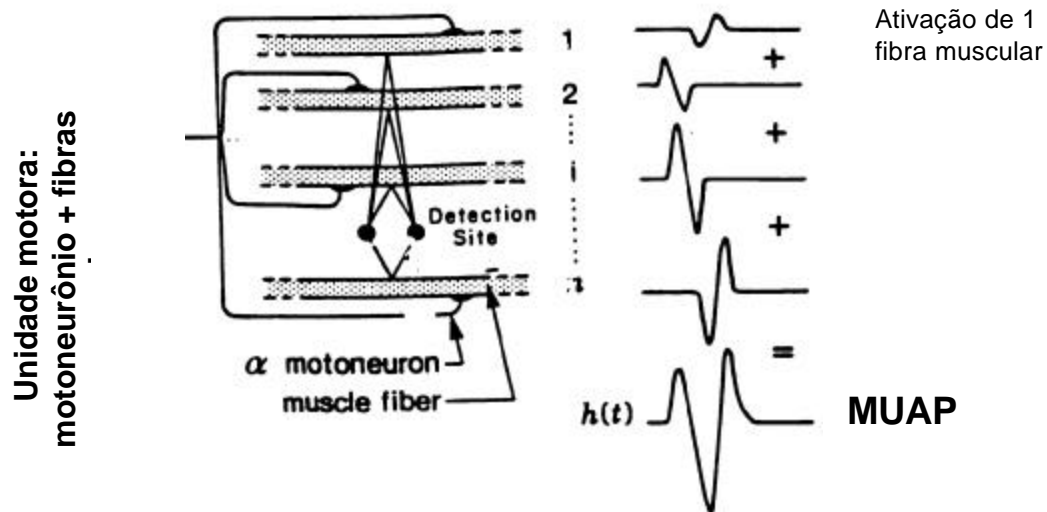


Figura 3. O MUAP $[h(t)]$ é a superposição da ativação elétrica das fibras musculares de uma unidade motora.

O MUAP é seguido pela contração muscular.

Quando um potencial de ação percorre o axônio de um neurônio motor e chega às placas motoras, ocorre a liberação do moderador químico acetilcolina. A acetilcolina provoca alterações na permeabilidade da membrana da fibra muscular ao íon sódio, desencadeando um potencial de ação na fibra muscular. Todas as fibras da unidade motora serão então estimuladas e apresentarão os seus potenciais de ação. São estes potenciais de ação que produzem a contração da fibra muscular, através da liberação de íons cálcio para o interior das miofibrilas, provocando a interação dos filamentos de actina e miosina.

Fatores que influenciam o MUAP

- relação geométrica entre a superfície de detecção do eletrodo e a fibra muscular da unidade motora.
- posição relativa entre a superfície de detecção do eletrodo e a zona de inervação (junção neuromuscular).
- o tamanho da fibra muscular (a amplitude do MUAP é proporcional ao diâmetro da fibra).
- o número de fibras musculares de uma UM na região de detecção do eletrodo.
- interface eletrodo/eletrolito: a junção eletro-química entre a superfície metálica de detecção e o tecido funciona como um filtro-passa-altas.
- função de filtragem dos tecidos: a amplitude do sinal eletromiográfico é atenuada em 25% a cada $100\mu\text{m}$ de distância entre o músculo e o

eletrodo. Esta distância funciona como um filtro passa-baixas, reduzindo a banda de passagem e o ganho do sinal.



Figura 4. Fatores que influenciam o MUAP.

Forma do MUAP

Uma modificação na forma do MUAP pode indicar uma alteração na:

- morfologia da fibra muscular (hipertrofia ou atrofia)
- quantidade de fibras musculares da UM (perda de fibras)

IV.4. Trem de Potenciais de Ação da Unidade Motora - MUAPT

Para se manter a contração de uma Unidade Motora, ela deve ser ativada continuamente (tônus). A seqüência de MUAPs numa unidade motora, durante sua contração, é chamada de trem de MUAPs ou MUAPT.

IV.5. Eletromiograma (EMG)

O eletromiograma é a somatória de MUAPTs das unidades motoras, captada pelo eletrodo, na região de detecção, como está representado na figura 5.

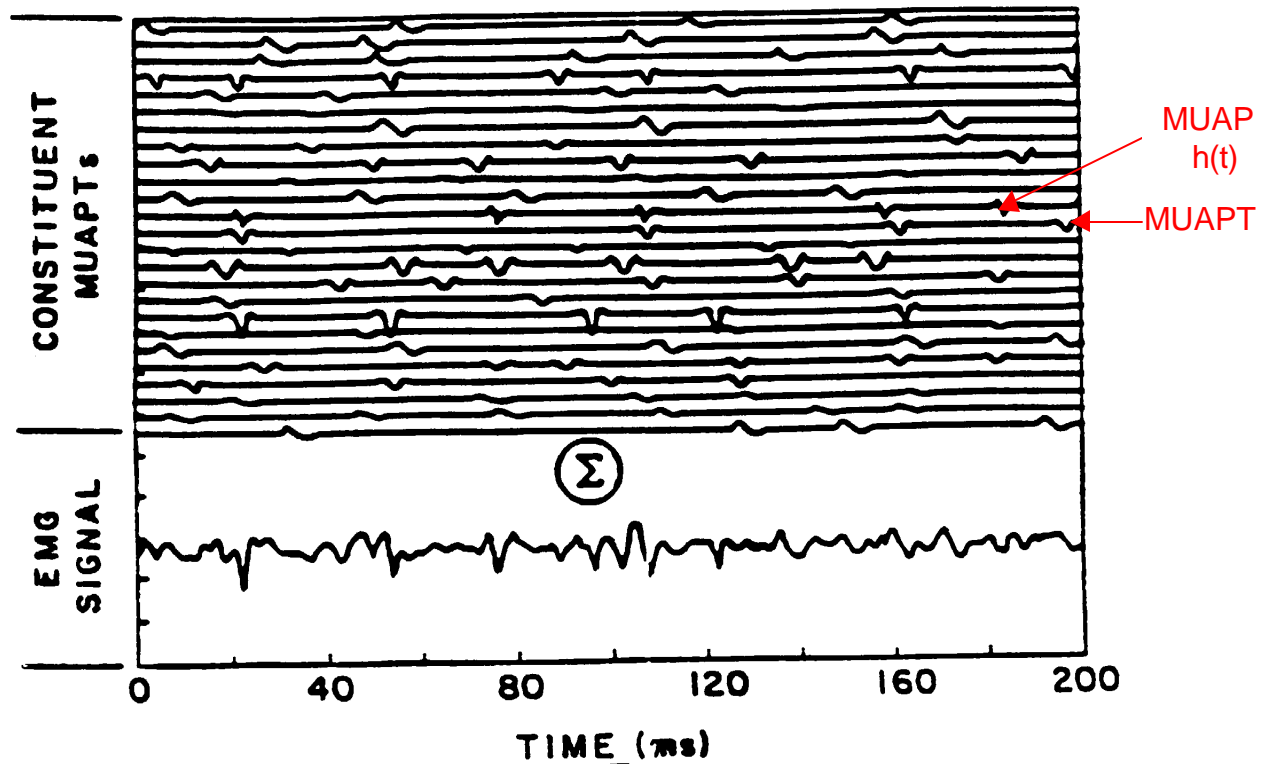


Figura 5. Representação da formação do sinal eletromiográfico a partir dos MUAPs das unidades motoras.

Quando um potencial de ação percorre o axônio de um neurônio motor e chega às placas motoras, ocorre a liberação do moderador químico acetilcolina nas placas motoras. A acetilcolina provoca alterações na permeabilidade da membrana da fibra muscular ao íon sódio, desencadeando um potencial de ação na fibra muscular. Todas as fibras da unidade motora serão então estimuladas e apresentarão os seus potenciais de ação. São estes potenciais de ação que produzem a contração da fibra muscular, através da liberação de íons cálcio para o interior das miofibrilas, provocando a interação dos filamentos de actina e miosina. Na figura 6 representa-se a aquisição do sinal de EMG **com eletrodos de superfície**.

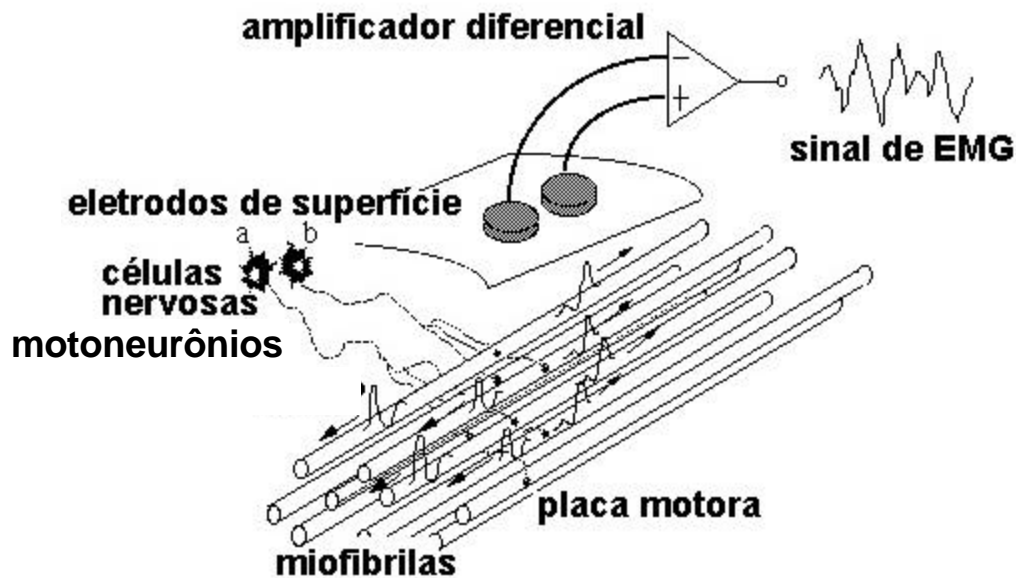


Figura 6 – Aquisição do sinal de EMG utilizando-se eletrodos de superfície

Quando o EMG é obtido por intermédio de **eletrodos de agulha** inseridos no músculo, ele representa a atividade elétrica de uma ou mais unidades motoras próximas ao eletrodo e, em contrações voluntárias brandas, é possível identificar no traçado a atividade relativa à apenas uma unidade motora (**SMU ou *single motor unit***). 'A medida em que a contração se torna mais forte, mais e mais unidades motoras são ativadas, aumentando também sua freqüência de disparo. O EMG apresenta maior amplitude; somatórios temporais e espaciais dos complexos provenientes das diversas unidades motoras criam uma situação na qual **potenciais de uma unidade motora interferem nos potenciais de unidades motoras próximas, gerando um padrão chamado de interferência**. Neste caso já não é mais possível identificar os potenciais típicos de cada unidade motora isolada (Figura 7).

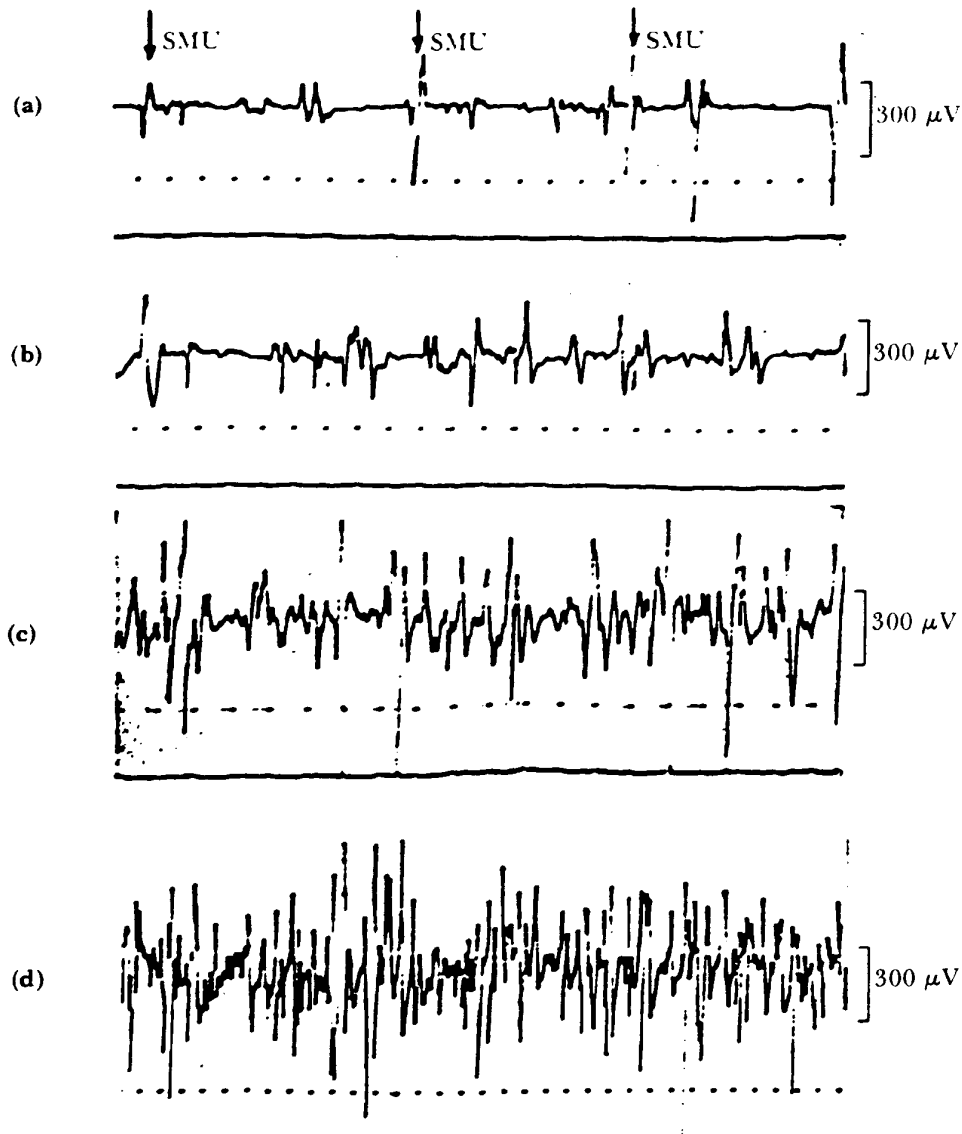


Figura 7. Potenciais de ação de um músculo interósseo dorsal normal, durante contração progressiva cada vez mais intensa.

- (a) Em contrações voluntárias brandas, é possível identificar no traçado a atividade relativa à apenas uma unidade motora (SMU ou *single motor unit*).
- (b) À medida em que a contração se torna mais forte, mais e mais unidades motoras são ativadas, aumentando também sua frequência de disparo.
- (c) Em contrações ainda mais intensas, somatários temporais e espaciais dos complexos provenientes das diversas unidades motoras criam uma situação na qual potenciais de uma unidade motora interferem nos potenciais de unidades motoras próximas, gerando um padrão chamado de **interferência**, quando não é mais possível identificar os potenciais típicos de cada unidade motora isolada.
- (d) Padrão de interferência durante uma contração muito intensa.

V. Eletromiógrafo

V.1. Diagrama em Blocos

Um equipamento para eletromiografia é constituído basicamente de eletrodos de registro, dos circuitos de condicionamento do registro (amplificadores, filtros), da mídia de saída do registro (podendo ser um simples alto-falante - saída sonora, saída em papel térmico, saída na tela do monitor de vídeo), e pode possuir capacidade de armazenamento e processamento dos registros.

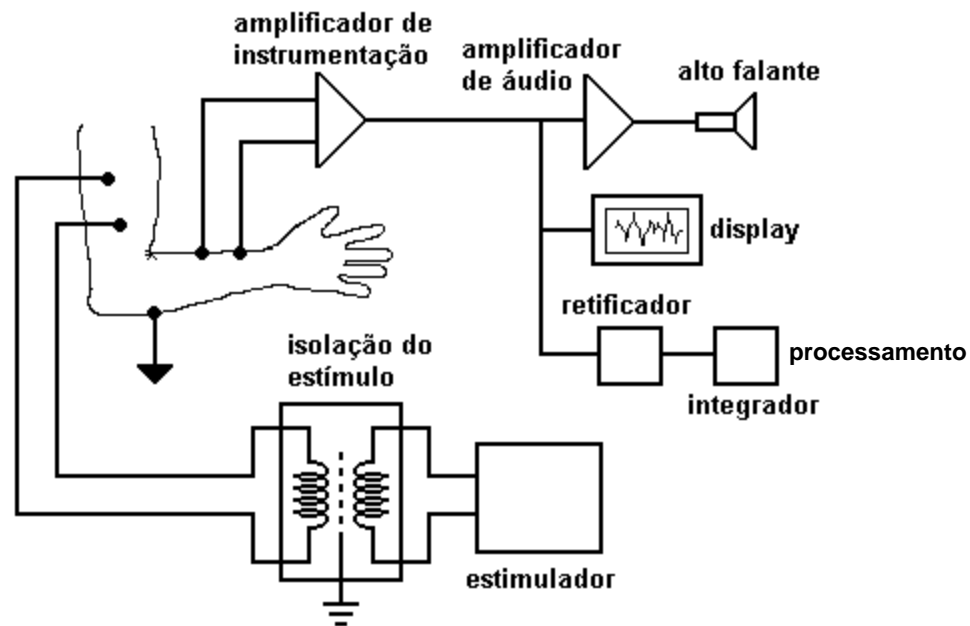


Figura 2 – Diagrama em blocos de um sistema para eletromiografia (Carvalho).

V.2. Eletrodos

Para detecção de EMG dois tipos de eletrodos são usados: de superfície ou de inserção; ambos podem ser usados nas configurações monopolar e bipolar.

Eletrodos de superfície ou de pele:

- ⇒ usados no estudo do comportamento motor, quando o tempo e a amplitude de ativação muscular contêm a informação desejada
- ⇒ também usado na detecção de EMG com propósito de controle de dispositivos externos, como no caso de próteses controladas mioelétricamente
- ⇒ em crianças ou indivíduos que rejeitam os eletrodos de inserção
- ⇒ uso restrito a músculos superficiais

- ⇒ não podem ser usados para detectar sinais específicos de músculos menores
- ⇒ permitem acesso rápido e simples ao músculo, o que é requerido em verificação de evolução fisioterapêutica

Podem ser passivos ou ativos:

- ⇒ eletrodos ativos ou secos: não necessitam preparação da pele (gel, pasta), e o acoplamento com pele é resistivo. Implementados com JFET, apresentam impedância de entrada da ordem de $10T\Omega$ e capacitância de 3 a 4pF. A impedância de entrada, aumentada eletronicamente, garante menor sensibilidade à impedância da interface eletrodo/pele.
- ⇒ Os mais simples são constituídos de discos de prata clorada (Ag/AgCl) e o contato elétrico com a pele é garantido através de gel condutivo e pasta colóide. Necessita preparação da pele, eliminando pele morta e oleosidade.
- ⇒ o equilíbrio químico na junção metal/eletrólito estabelece um potencial de polarização que pode variar com a temperatura, sudorese, ressecamento do gel ou da pasta (alteração da concentração, e portanto do contato elétrico), movimento relativo do eletrodo e da pele e com a intensidade da corrente que flui pelo eletrodo.

Eletrodos de inserção (fio ou agulha):

agulha

- ⇒ sua pequena área de captação permite detectar MUAPs individuais, durante contração muscular
- ⇒ os eletrodos de agulha podem ser reposicionados no músculo após a inserção
- ⇒ permitem a detecção de potenciais individuais da unidade motora durante forças de contração relativamente baixas
- ⇒ na configuração monopolar, um fio isolado internamente, com a extremidade desencapada, age como a superfície de detecção
- ⇒ a configuração bipolar tem um segundo fio isolado internamente, com a extremidade desencapada, que age como a segunda superfície de detecção

fio:

- ⇒ os eletrodos de fio possuem diâmetros pequenos (25 a $100\mu\text{m}$) e são inseridos através de agulha hipodérmica. Após a remoção da mesma, permanecem fixados no local por sua ponta em forma de gancho (1 a 2mm, desencapada) e não permitem reposicionamento
- ⇒ tendem a se deslocar, principalmente após as primeiras contrações
- ⇒ ligas metálicas recomendadas para os eletrodos de fio: platina, prata, níquel e cromo, sendo a mais usada a com 90% de platina e 10% de irídio, que resulta numa combinação apropriada de resistência mecânica, rigidez e inércia química
- ⇒ a isolação é feita com nylon ou teflon, e também confere rigidez mecânica

- ⇒ causam menos dor que os de agulha, por serem mais finos
- ⇒ indicados para registrar sinais de unidades motoras e para o estudo território da unidade motora

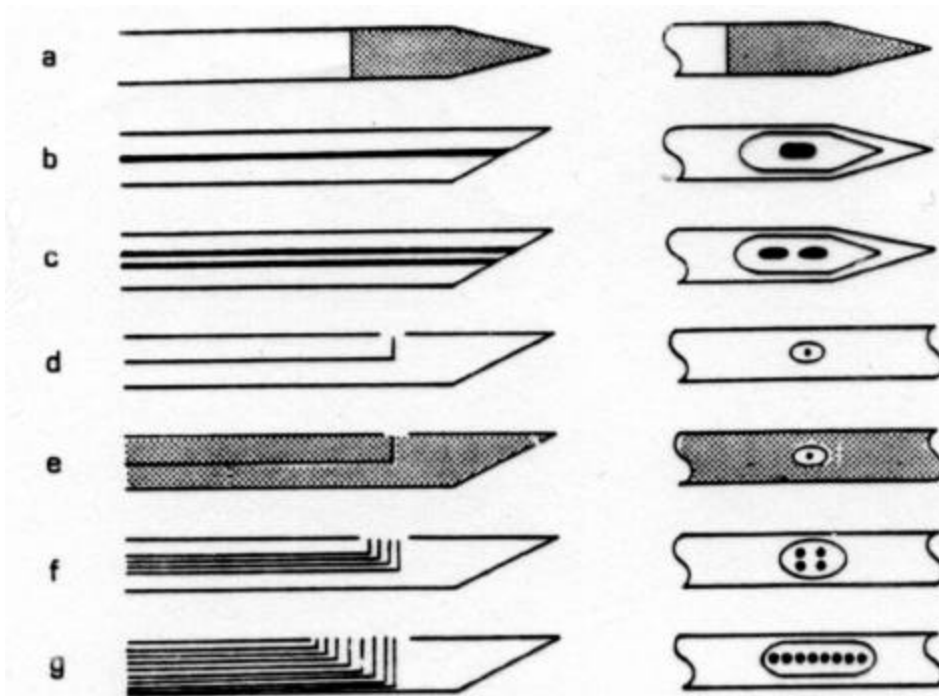


Figura 8. Exemplos de eletrodos de agulha:

(a) Monopolar com ponta de 3 a 4 mm exposta. Se suficientemente fina, pode ser inserida num feixe nervoso e detectar sinais neuroelétricos.

(b) Agulha concêntrica com uma superfície monopolar de detecção, formada pela seção transversal de um fio central, com diâmetro típico de $200\mu\text{m}$. Uso clínico comum.

(c) Eletrodo agulha bipolar com as seções transversais (diâmetro de $100\mu\text{m}$) de dois fios expostas. Também de uso clínico comum.

(d) Eletrodo de fibra única com fio de diâmetro de $25\mu\text{m}$. Usado para detectar a atividade de fibras musculares individuais.

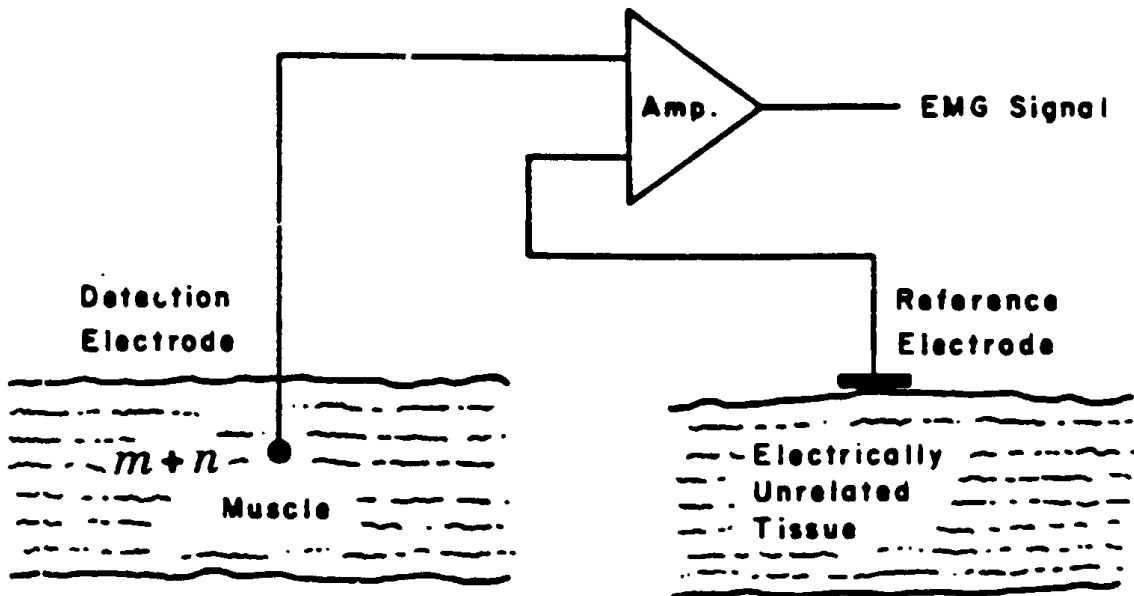
(e) Macroeletrodo com fio de diâmetro de $25\mu\text{m}$ e com a cânula da agulha usada como superfície de detecção. Usada para detectar o potencial de ação da unidade motora (MUAP) de uma região grande do território da unidade motora (MU).

(f) Eletrodo quadrifilar planar com 4 fios de diâmetro igual a $50\mu\text{m}$, localizados nos cantos de um quadrado com lado de $150\mu\text{m}$. Usados para registros de múltiplos canais e em técnica de decomposição do EMG.

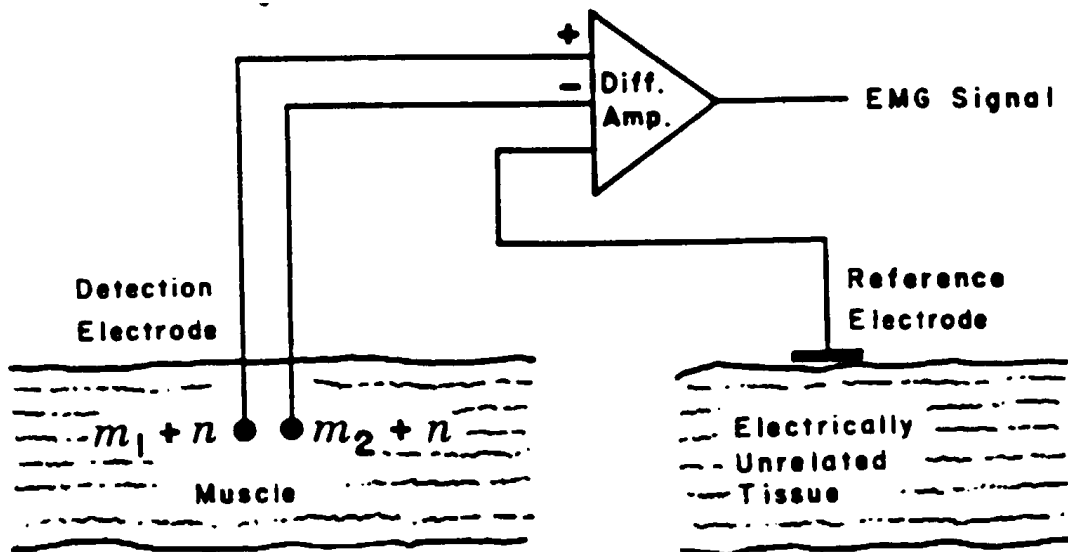
(g) Eletrodo multifilar, consistindo em uma fila de fios. Usado para estudar o território de uma MU.

V.3. Configurações Mono e Bipolar de eletrodos

Configuração monopolar (menos utilizada)



Configuração bipolar (rejeição dos sinais de modo comum e DC)



V.4. Circuitos de condicionamento de sinal

O EMG tem componentes em frequência desde 20Hz até 10kHz e apresenta amplitudes de 100mV até 90mV, dependendo do sinal estudado e do tipo do eletrodo.

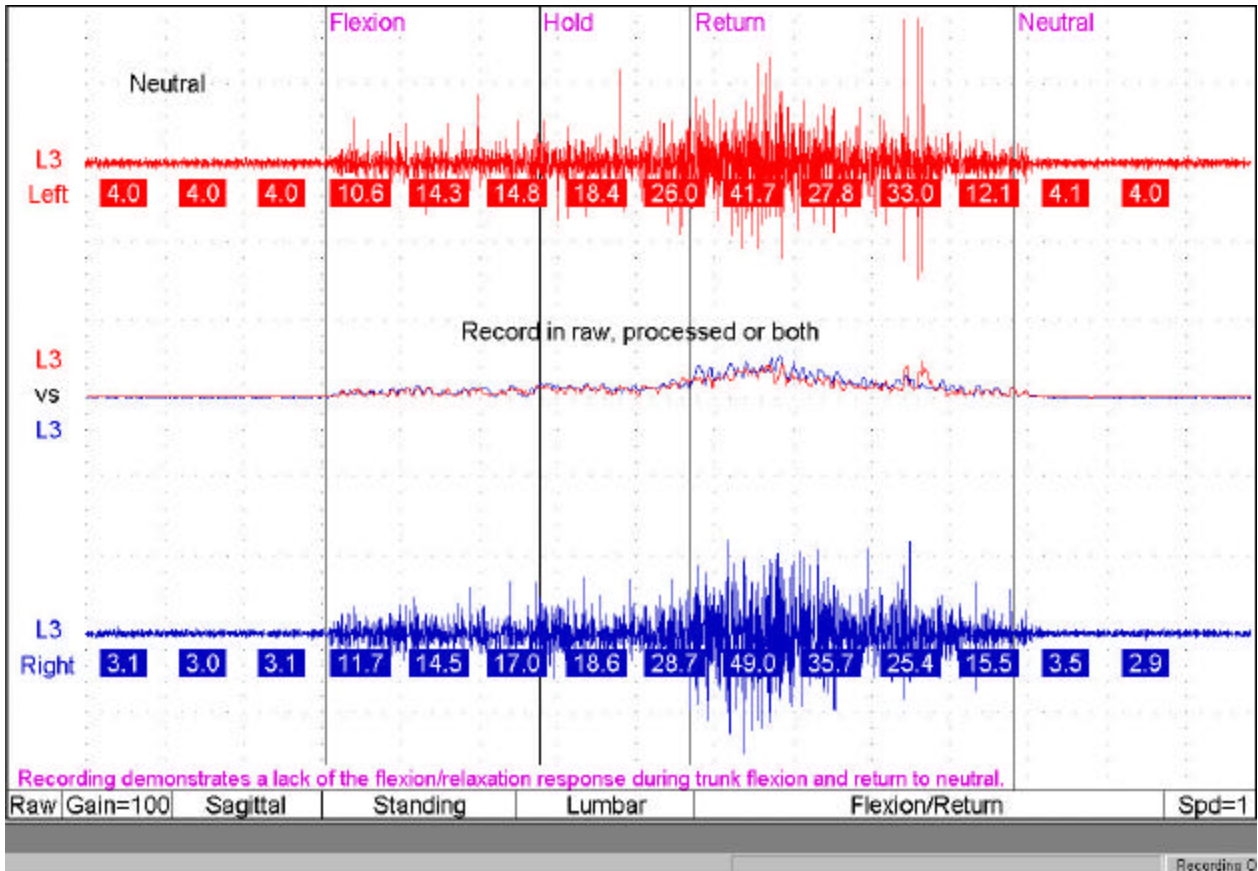


Figura 8. Exemplo de EMG para um grupo de músculos em repouso e em movimento voluntário.

Normalmente utiliza-se um **pré-amplificador com ganho entre 10 e 50dB**, para “casar” a impedância do eletrodo de registro com a impedância de entrada do estágio de amplificação seguinte, o qual confere **ganho entre 10 e 1000**, proporcionando um sinal de saída de +/- 1V.

O pré-amplificador deve ficar bem próximo ao eletrodo (10cm). Normalmente um braço móvel localiza o pré-amplificador bem próximo ao lugar da medida. Os cabos utilizados na entrada do amplificador devem ser blindados e ter baixa capacitância. Os amplificadores utilizados são em geral amplificadores de instrumentação.

O estágio amplificador de saída (com isolamento) deve possuir resposta em frequência de 2Hz-35kHz, funcionando como um FPB, possibilitando rejeitar artefatos de movimento (frequência baixas) e filtragem seletiva programável. Ruído: menor que $5\mu\text{Vrms}$.

CMRR: maior que 80dB.

Corrente de entrada: típico menor que 50pA.

Faixa de passagem típica:

Eletrodo de superfície: 20 a 500Hz

Eletrodo de fio: 20 a 2kHz

Eletrodo de agulha (uso geral): 20 a 10kHz

Eletrodo de agulha (decomposição): 1k a 10kHz

Em todo dispositivo que usa eletrodos conectados ao paciente deve haver o cuidado de assegurar que a unidade está devidamente aterrada (eletrodos isolados eletricamente) para evitar risco de choques elétricos.

V.5. Estimuladores

Visto que a instrumentação para eletromiografia é a mesma utilizada em estudos de eletrodiagnóstico, um estimulador está sempre presente no sistema. O estimulador oferece pulsos de duração variável entre 0,1 e 4,0 ms, corrente até 100 mA para os estimuladores de corrente constante, ou 120 V ou mais para os estimuladores de tensão constante. Os estimuladores são geralmente isolados do terra do sistema para fornecer isolamento adequada ao paciente (i.e., segurança), e para reduzir o artefato de estimulação que aparece no traçado. Esta isolamento pode ser obtida com transformadores de isolamento ou com opto-copladores.

V.6. Calibração

O sistema deve também possuir um sinal de calibração para aplicar tensões conhecidas na entrada do amplificador. As formas de onda de calibração podem ser retangulares ou senoidais.

V.7. Processamento

O sinal de EMG pode ser quantificado de várias formas. Pode-se, por exemplo, medir sua amplitude máxima, o que constitui entretanto uma medida grosseira do grau de atividade muscular. Outros métodos consistem em contar o número de picos, ou o número de cruzamentos pelo zero, ou ainda o número de vezes que um certo valor de amplitude é ultrapassado em um dado intervalo de tempo. Um outro método consiste em retificar o sinal de EMG, filtrá-lo (filtro passa baixa) e medir a tensão resultante, que assim se relaciona com o envelope do sinal.

Entretanto, o método mais utilizado consiste na integração do sinal. Esta integral, medida em unidades [Volt x segundo], é um sinal temporal que guarda uma relação linear com a tensão desenvolvida no músculo, principalmente na contrações isométricas. Tanto a saída dos integradores, quanto a saída do sistema de detecção do envelope do EMG são de baixa frequência, portanto facilmente registráveis.

A maior parte dos sistemas de eletromiografia é microprocessada ou pode ser conectada a computadores pessoais (PC) que armazenam os dados em disquetes e/ou discos rígidos, analisam os sinais, e imprimem as formas de ondas e resultados analíticos ao final dos testes.

Programas de computador calculam automaticamente área e amplitude, período, inclinação e outros parâmetros durante o período de teste, quando o conhecimento destes valores é de maior utilidade ao clínico. Adicionalmente, computadores fornecem a flexibilidade de análise de sinais e programação (e.g., utilizando algoritmos de correlação cruzada para identificar similaridades de forma de onda).

V.8. Saída do sinal eletromiográfico

O osciloscópio ou CRT mostra os potenciais de ação após a filtragem e amplificação, e deve ter resolução suficiente para indicar sinais de rápida ocorrência e formas de onda de alta frequência.

A reprodução de uma representação precisa do registro de uma forma de onda depende de três parâmetros: da resolução do conversor analógico-digital (A/D), da taxa de amostragem de cada canal, e da resolução do display de CRT. A taxa de amostragem do conversor analógico-digital deve ser alta o suficiente para detectar mudanças na amplitude da forma de onda; quanto mais alta a taxa de amostragem, maior será a acuidade com que a forma de onda será reproduzida.

Equipamentos microprocessados exibem os registros de saída na tela do monitor e/ou em papel (impressora).

Os sinais elétricos de músculos esqueléticos ocorrem a frequências audíveis aos seres humanos (faixa de áudio), e podem ser amplificados e reproduzidos através de um alto falante acoplado a um amplificador de áudio, respondendo na faixa de 80 a 5.000 Hz.

Sons associados com tecidos muscular ou nervoso patológicos são mais facilmente mais distinguidos que sinais visuais, e podem ser mais valiosos que formas de onda na identificação de desordens específicas.

As saídas áudio e visual também auxiliam o operador no posicionamento dos eletrodos.

Acessórios, tais como pedais de controle, liberam as mãos dos clínicos para o ajuste dos eletrodos.

VI. Comparação entre equipamentos comerciais

FABRICANTE	MEDICAL INSTRUMENT	MEGA ELETRONICS	TECA
Modelo	3100D	EM2	2M
No. Canais	1	1 - 8	2
Sensibilidade	5 -5000 μ V/div	25,5-255 μ V/div	2-10000 μ V/div
Calibração	interno	interno	interno
Faixa (Hz)	0 - 20000	0 – 500	Não especific.
Filtros Baixas	10 – 1000 Hz	0 – 25 Hz	0,1 – 500 Hz
Altas	0,01 – 10 kHz	> 500 Hz	50Hz – 10kHz
Ruído (rms)	0,4 μ V	< 1 μ V	0,7 μ V
CMRR	100 dB	70 dB	100 dB
Imp. Entrada	300 M Ω	>12 M Ω	> 100 M Ω
Estimulador	0 - 300 V 0,5 - 20 Hz	Não tem	0 - 300 V 0 – 75 Hz
Preço	\$ 6200	\$ 3875	\$ 22000
Características Gerais	EMG tempo real Resol. 8 bits CRT = 7,6x10,2cm Armazenamento diogital	Só eletrodos de superfície Software p/ análise dados Funciona acoplado a micro	Impressora CRT Armazenamento Digital RS 232C

VIII. Bibliografia

- Healthcare Product Comparison System – Evoked-potential units; electromyographs. Plymouth Meeting, PA, USA: ECRI, 1999.
- Carvalho, Luis Carlos. Apostila de Instrumentação Biomédica – Capítulo IV: Eletromiografia e eletrodiagnóstico. Universidade Federal da Paraíba. UFPB.
- Webster J. G. (Editor). Medical Instrumentation Application and Design, third edition, John Wiley & Sons, Inc., 1998.
- Webster J. G. (Editor). Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Wiley Interscience.
- Mountcaltle, V. B. Fisiologia Médica. Vol I, Guanabara Koogan, 13^a edição, 1978.

Normas Vigentes

- Associação Brasileira de Normas Técnicas. Equipamentos eletromédico – Parte 1 – Prescrições gerais para segurança – NBRIEC60601-1 (10/1997) (a ser reimpressa, incorporando Emenda N° 1 de Out 1997).
- Associação Brasileira de Normas Técnicas. Equipamento eletromédico – Parte 2: Prescrições particulares para segurança de eletromiógrafos e equipamento de potencial evocado – NBRIEC60601-2-40 (12/1998).
- Associação Brasileira de Normas Técnicas. Equipamento eletromédico – Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular – NBRIEC60601-2-10 (10/1997).
- Associação Brasileira de Normas Técnicas. Equipamento eletromédico – Parte 1: Prescrições gerais para segurança – 2. Norma colateral: Compatibilidade eletromagnética – Prescrições e ensaios – NBRIEC60601-1-2 (10/1997).