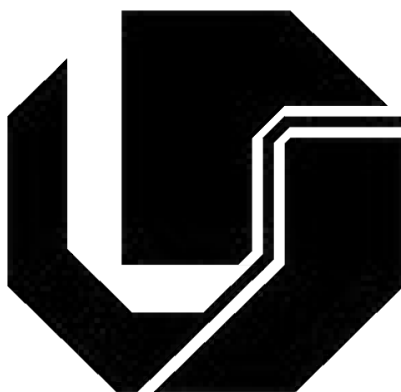


UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



Projeto e desenvolvimento de um sistema
multicanal de biotelemetria para detecção
de sinais ECG, EEG e EMG

Thiago Bruno Caparelli

Março de 2007

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Projeto e desenvolvimento de um sistema multicanal de biotelemetria para detecção de sinais ECG, EEG e EMG

Thiago Bruno Caparelli

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD.

Orientador

Thiago Bruno Caparelli

Orientando

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Projeto e desenvolvimento de um sistema multicanal de biotelemetria para detecção de sinais ECG, EEG e EMG

Thiago Bruno Caparelli

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores abaixo, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Banca Examinadora:

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD – UFU (Orientador)

Prof. Raimes Moraes, PhD. – UFSC

Prof. João Batista Destro Filho, Dr. – UFU

Prof. Adriano Alves Pereira, Dr. – UFU

*“Quando nada parece dar certo, lembro-me do
cortador de pedras martelando sua rocha;
uma centena de vezes, sem que uma única
rachadura apareça. Mas na centésima primeira
martelada a pedra se abre em duas, e sei que
não foi aquela que conseguiu isso,
mas todas as outras que vieram antes.”*

Jacob Riis

*Aos meus pais, Paulo e Alabibia,
pelo amor, entusiasmo, e incentivo sempre constantes.
A minha querida Kety, pela paciência e carinho.*

Agradecimentos

Agradeço a Deus, o grande engenheiro do universo, por sempre iluminar meu caminho, pelas pessoas que colocou à minha volta, e pelas oportunidades que tive em minha vida.

Aos meus pais Paulo e Alabibia, que nunca mediram esforços para estarem do meu lado, apoiando e acreditando na conquista deste sonho. São vocês os responsáveis pela minha formação moral e intelectual, conduzindo-me pelos preceitos de idoneidade, solidariedade e acima de tudo, respeito pelo ser humano. Agradeço de coração pelo amor, confiança e compreensão nos momentos difíceis. Minha eterna gratidão.

Um muito obrigado a Kety Rosa de Barros por sua compreensão, amizade e paciência. Pelo amor incondicional e incentivo nesta trajetória. Sem seu companheirismo, a concretização deste trabalho seria impossível. Agradeço a Deus pela felicidade de podermos juntos construir nossa família. Ao meu querido Arthur que me motiva a sempre seguir adiante.

Um muito obrigado também, a todos os amigos do Biolab, que de uma forma ou de outra contribuíram não só para o desenvolvimento deste trabalho, mas também para meu crescimento pessoal.

Obrigada Marly, por me ajudar prontamente em tudo que foi necessário durante o curso de mestrado.

Ao Prof. Ph.D. Alcimar Barbosa Soares, orientador deste trabalho, meu reconhecimento, respeito e agradecimento pelos ensinamentos recebidos durante todo o tempo da realização do curso de mestrado. Minha gratidão pela orientação precisa e segura desta dissertação, pela paciência, confiança e oportunidades a mim ofertadas.

Um muito obrigado ao Dr. João Michelotto, pela ajuda na obtenção dos eletrodos.

À CAPES pelo parcial apoio financeiro durante o desenvolvimento deste trabalho.

Resumo

CAPARELLI, T. B. *Projeto e desenvolvimento de um sistema multicanal de biotelemetria para aquisição de sinais ECG, EEG e EMG.* Uberlândia: FEELT-UFU, 2007, 109 p.

O emprego de novas técnicas na aquisição, processamento e análise de sinais bioelétricos, têm contribuído significativamente para o melhoramento dos processos de monitoramento fisiológico de indivíduos. Porém, em muitas situações deseja-se registrar aqueles sinais concomitantemente com monitoração e execução de movimentos livres, como durante corridas e saltos. A forma convencional de registro utiliza, normalmente, conexões de fios aos indivíduos, dificultando sobremaneira a execução de movimentos e até o registro fiel do processo biológico durante aqueles movimentos. Este trabalho descreve o projeto e desenvolvimento de um sistema telemétrico multicanal capaz de captar diversos tipos de sinais bioelétricos (ECG, EEG e EMG), permitindo maior mobilidade ao paciente. Na transmissão proposta emprega-se a Radiotelemetria num sistema GFSK. São implementadas, também, uma interface USB, para comunicação com computadores padrão IBM/PC e um software para visualização e processamento dos sinais coletados. Os resultados dos experimentos mostram que o sistema é robusto, leve e permite a monitoração de processos fisiológicos à distância, sem utilização de cabos que conectem o indivíduo a equipamentos tipo desktop. Exemplos de sinais adquiridos com o sistema desenvolvido são apresentados.

Palavras-chave: telemetria, radiotelemetria, sinais bioelétricos, teleprocessamento.

Abstract

CAPARELLI, T. B.. *Design and development of a multichannel biotelemetry system for ECG, EEG and EMG signal acquisition.* Uberlândia: FEELT-UFU, 2007 109 p.

The application of new techniques for data acquisition, processing and analysis of bioelectrical signals has contributed to the improvement of physiological monitoring. However, in some circumstances, it is necessary to record those data during complex activities, such as running and jumping. Conventional monitoring relies on devices that require a set of cables to connect the person to the equipment. This strategy has a number of drawbacks such as the increase in artifacts and the inconvenient of restraining important movements, hindering the faithful recording of the biological signals. This work describes the design and development of a telemetric multi channel system capable of recording several bioelectric signals (ECG, EEG and EMG). The proposed transmission system uses radiotelemetry via GFSK. It has also been implemented an USB interface for IBM/PC computer communication, and dedicated software for data acquisition and processing the collected signals. The results have shown that the system is robust, light weight and capable of monitoring physiological data via a secure wireless link. Examples of acquired signals are presented.

Keywords: telemetry, radiotelemetry, bioelectric signals, teleprocessing.

Conteúdo

Capítulo 1 – Introdução.....	1
1.1 Objetivo e metas.....	6
1.2 Estrutura da dissertação.....	7
Capítulo 2 – Biopotenciais.....	8
2.1 Introdução.....	8
2.1.1 O potencial de membrana celular.....	8
2.1.2 O potencial de ação.....	9
2.2 O Eletroencefalograma.....	11
2.2.1 O cérebro.....	11
2.2.2 O neurônio.....	12
2.2.2.1 Sinapses.....	13
2.2.2.2 O potencial pós-Sináptico.....	14
2.2.3 O eletroencefalograma (EEG).....	15
2.2.4 Técnicas de aquisição do EEG.....	16
2.2.4 Interferências no sinal EEG (Artefatos).....	17
2.3 O Eletromiograma.....	18
2.3.1 O neurônio motor.....	18

2.3.2 O processo de contração muscular.....	19
2.3.2.1 Fisiologia do músculo esquelético.....	19
2.3.2.2 A unidade motora	20
2.3.2.3 O potencial de ação na unidade motora	21
2.3.3 Características do sinal EMG	23
2.3.4 Aquisição de sinais EMG	24
2.3.4.1 Posicionamento dos eletrodos	25
2.4 O Eletrocardiograma.....	27
2.4.1 O coração	27
2.4.2 Potenciais elétricos cardíacos	30
2.4.3 Características do sinal eletrocardiográfico (ECG).....	32
2.4.4 Interferências no sinal eletrocardiográfico	35
Capítulo 3 – Telemetria	36
3.1 Origem da telemetria	36
3.2 Estrutura básica de um sistema de telemetria	37
3.2.1 Variável	38
3.2.2 Sensores.....	38
3.2.3 Condicionamento.....	38
3.2.3.1 Amplificação	38
3.2.3.2 Filtragem	39
3.2.4 Digitalização	39
3.2.4.1 Retenção	40
3.2.4.2 Amostragem ou Digitalização	40
3.2.5 Transmissão	40
3.2.5.1 Modulação de sinais	41
3.2.5.1.1 Modulação Analógica	41
3.2.5.1.2 Modulação Digital	41
3.2.5.1.3 Modulação GFSK	42
3.2.6 Recepção	44

3.2.7 Controle	44
3.2.8 Processamento.....	44
3.2.3 Condicionamento.....	44
3.3 Sistemas de comunicação sem fios modernos	44
3.3.1 Bluetooth	44
3.3.2 Wi-Fi (IEEE 802.11x)	46
3.3.3 WiMax (IEEE 802.16)	46
3.3.4 Near Field Communication (NFC)	47
3.3.5 IrDA	48
3.3.6 ZigBee (IEEE 802.15.4)	48
3.4 Tecnologia Nacional	49
3.5 Dispositivos Comerciais	50
3.5.1 TekScan Wireless ELF	50
3.5.2 NORAXON TeleMyo 2400T	51
3.5.3 BTS FreeEMG	52

Capítulo 4 – Uma Proposta de sistema de medição de

biopotenciais por telemetria 54

4.1 Requerimentos do sistema	54
4.1.1 Requisitos Fundamentais.....	54
4.1.2 Especificações de software para o PC	56
4.2 Desenvolvimento do Hardware	58
4.2.1 Visão Geral	58
4.2.2 Sensores	59
4.2.3 Subsistema de condicionamento de sinais	60
4.2.4 Conversor Analógico - Digital	62
4.2.5 Controle do módulo de coleta	64
4.2.6 Transceptor do módulo de coleta	65
4.2.7 Alimentação do módulo de coleta	66
4.2.8 Transceptor do módulo de recepção	67
4.2.9 Controle do módulo de recepção	67

4.2.10 Comunicação com o computador hospedeiro	68
4.2.11 Computador hospedeiro	68
4.2.12 Diagramas de Hardware	68
4.3 Protocolo de comunicação	69
4.4 Desenvolvimento do software	70
4.4.1 Software de controle do módulo de coleta	70
4.4.2 Software de controle do módulo de recepção	73
4.4.3 Software do computador hospedeiro	74
4.5 Construção do Protótipo	79
Capítulo 5 – Experimentos e avaliações.....	84
5.1 Avaliação de sinal emulado	86
5.2 Avaliação de sinal proveniente do gerador de funções	87
5.2.1 Sinal Senoidal 30Hz	88
5.2.2 Sinal Senoidal 500Hz	89
5.3 Eletrocardiografia	90
5.4 Eletromiografia	94
5.5 Eletroencefalografia	96
Capítulo 6 – Conclusões e trabalhos futuros.....	100
6.1 Conclusões.....	100
6.2 Trabalhos Futuros	101
Anexo 1 – Diagramas de Hardware	102
Referências Bibliográficas	106

Lista de Acrônimos

A/D	Analógico - Digital
ASK	Amplitude Shift Keying
BPM	Batidas por minuto
CC	Corrente Contínua
CRC	Cyclic Redundancy Check
ECG	Eletrocardiográfico
ECoG	Eletrocorticograma
EEG	Eletroencefalográfico
EMG	Eletromiográfico
EEPROM	Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory
FEELT	Faculdade de Engenharia Elétrica
FFT	Fast Fourier Transform
FIFO	First In – First Out
FSK	Frequency Shift Keying
GFSK	Gaussian Frequency Shift Keying
IEEE	Instituto de Engenharia Elétrica e Eletrônica
ISM	Industrial, Scientific and Medical
MUAP	Motor Unit Action Potential
MUAPT	Motor Unit Action Potential Train
NAV	Nódulo Átrio-Ventricular

NSA	Nódulo Sino-Atrial
RNA	Rede Neural Artificial
PA	Potencial de Ação
PCM	Pulse Code Modulation
PPS	Potencial Pós-Sináptico
PSD	Power Spectral Density
RAM	Random Access Memory
RF	Radiofrequência
RMS	Root Mean Squared
SAR	Successive Approximation Register
SMD	Surface Mounting Device
SNC	Sistema Nervoso Central
TDM	Time Division Multiplex
USB	Universal Serial Bus
UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina
UFU	Universidade Federal de Uberlândia

Lista de Figuras

Fig. 1.1 – Registro de atividade eletroencefalográfica	3
Fig. 1.2 – Formação do vetor Cardíaco	3
Fig. 1.3 – Geração do sinal eletromiográfico em unidade motora	4
Fig. 1.4 – Captura de sinais EMG por instrumentação convencional .	5
Fig. 2.1 – Diagrama esquemático da membrana plasmática	9
Fig. 2.2 – Potencial de ação	10
Fig. 2.3 – Propagação do potencial de ação ao longo da membrana ..	10
Fig. 2.4 – Cérebro e seus hemisférios	12
Fig. 2.5 – Diferentes tipos de neurônios	12
Fig. 2.6 – Sinapse Neuronal	13
Fig. 2.7 – Registro EEG	15
Fig. 2.8 – Posicionamento dos eletrodos - sistema 10-20	16
Fig. 2.9 – Neurônio motor e suas partes constituintes	18
Fig. 2.10 – Estrutura de um músculo esquelético	19
Fig. 2.11 – Unidade Motora	21
Fig. 2.12 – Esquema de geração de MUAP	22
Fig. 2.13 – Representação da formação do sinal eletromiográfico a partir dos MUAPTs das unidades motoras	23
Fig. 2.14 – Espectro de frequência do sinal EMG de superfície	24
Fig. 2.15 – Exemplo de eletrodos para captação do sinal de superfície EMG	25
Fig. 2.16 – Posicionamento dos eletrodos	26
Fig. 2.17 – Vista posterior do coração	28
Fig. 2.18 – Estrutura excito-condutora cardíaca	29
Fig. 2.19 – Formação do sinal eletrocardiográfico	30
Fig. 2.20 – Potencial de ação de fibra do nodo sino-atrial	31

Fig. 2.21 – Potencial de ação de fibra ventricular	31
Fig. 2.22 – Principais componentes de um ECG Típico	32
Fig. 2.23 – Exemplos de eletrodos para ECG	32
Fig. 2.24 – Triângulo de Eithoven	33
Fig. 2.25 – Posição dos eletrodos para obter as 12 derivações clássicas	33
Fig. 2.26 – Esquema de ligação para derivação bipolar	34
Fig. 2.27 – Derivações Precordiais	34
Fig. 2.28 – Esquemas de ligação para Derivação Aumentada	34
Fig. 3.1 – Estrutura básica de um sistema de telemetria	37
Fig. 3.2 – Aliasing de um sinal no domínio do tempo	39
Fig. 3.3 – Processo de Digitalização de um sinal	40
Fig. 3.4 – Modulação de um sinal por FSK	43
Fig. 3.5 – Ação do filtro gaussiano	43
Fig. 3.6 – Exemplo de rede Bluetooth	45
Fig. 3.7 – Organização típica de uma rede 802.11	46
Fig. 3.8 – Modelos de utilização da tecnologia WiMAX	47
Fig. 3.9 – Sistema Tekscan Wireless ELF	50
Fig. 3.10 – Diagrama esquemático do sistema TekScan Wireless ELF	51
Fig. 3.11 – Sistema TeleMyo 2400T	51
Fig. 3.12 – Sistema BTS FreeEMG	52
Fig. 3.13 – Eletrodo FreeEMG	53
Fig. 4.1 – Diagrama de blocos do sistema desenvolvido	49
Fig. 4.2 – Estágios do subsistema de condicionamento	60
Fig. 4.3 – Esquema elétrico do estágio pré-amplificador	60
Fig. 4.4 – Esquema elétrico do estágio de amplificação programável	61
Fig. 4.5 – Esquema elétrico do estágio de filtragem	62
Fig. 4.6 – Diagrama de blocos do sistema de conversão analógico- digital	62
Fig. 4.7 – Diagrama elétrico do estágio de multiplexação	63
Fig. 4.8 – Diagrama elétrico do estágio de conversão analógico- digital	63

Fig. 4.9 – Diagrama elétrico do circuito de controle do módulo de aquisição	64
Fig. 4.10 – Diagrama elétrico de conexão do transceptor do módulo de aquisição	65
Fig. 4.11 – Diagrama elétrico do sistema de alimentação do módulo de coleta	66
Fig. 4.12 – Diagrama elétrico de conexão do transceptor do módulo de recepção	67
Fig. 4.13 – Diagrama elétrico do sistema de controle do módulo de recepção	67
Fig. 4.14 – Diagrama elétrico de conexão do módulo USB	68
Fig. 4.15 – Pacote de comandos	69
Fig. 4.16 – Pacote de dados	69
Fig. 4.18 – Fluxograma do programa de controle do módulo de aquisição	71
Fig. 4.19 – Fluxograma de funcionamento da função “configurar dispositivo”	72
Fig. 4.20 – Fluxograma de funcionamento da função “realizar aquisição”	73
Fig. 4.21 – Fluxograma de funcionamento do software de controle do módulo de recepção	74
Fig. 4.22 – Fluxograma de funcionamento do programa principal	75
Fig. 4.23 – Interface do programa exibindo erro na conexão	75
Fig. 4.24 – Interface do programa exibindo status dos dispositivos ...	76
Fig. 4.25 – Interface de configuração do dispositivo	76
Fig. 4.26 – interface de cadastro de paciente	77
Fig. 4.27 – Caixa de diálogo para seleção de arquivo	77
Fig. 4.28 – Interface de aquisição de dados	78
Fig. 4.29 – Interface de processamento dos sinais coletados	79
Fig. 4.30 – Placa superior do módulo de coleta, vista superior	80
Fig. 4.31 – Placa inferior do módulo de coleta, vista superior	81
Fig. 4.32 – Montagem das placas do módulo de coleta, vista lateral direita	81
Fig. 4.33 – Montagem do módulo de recepção, vista superior	82
Fig. 4.34 – Módulos de coleta e recepção completos	82

Fig. 4.35 – Sistema acoplado ao computador hospedeiro	83
Fig. 5.1 – Gerador de sinais HP 33120A	85
Fig. 5.2 – Sinal em rampa e Interface utilizada	86
Fig. 5.3 – Interface de aquisição exibindo resultados da coleta do sinal em 30Hz	88
Fig. 5.4 – Interface de processamento do sinal em 30Hz	88
Fig. 5.5 – Espectro encontrado para aquisição do sinal em 30Hz	89
Fig. 5.6 – Interface de aquisição exibindo resultados da coleta do sinal em 500Hz	89
Fig. 5.7 – Interface de processamento do sinal em 500Hz	90
Fig. 5.8 – Espectro encontrado para aquisição do sinal em 500Hz	90
Fig. 5.9 – Computador com o módulo de recepção conectado e programa instalado	91
Fig. 5.10 – Voluntário com o sistema de biotelemetria fixado e eletrodos ECG posicionados	92
Fig. 5.11 – Sinal ECG coletado em derivação I.....	93
Fig. 5.12 – Espectro de frequência (FFT) e espectro de potência (PSD) do primeiro ciclo cardíaco do sinal coletado	93
Fig. 5.13 – Eletrodos posicionados no voluntário para captura do sinal EMG	94
Fig. 5.14 – Voluntário executando contração isométrica	95
Fig. 5.15 – Sinal EMG coletado	95
Fig. 5.16 – Espectro de frequência (FFT) e densidade espectral de potência (PSD) para a primeira contração do sinal EMG coletado.....	96
Fig. 5.17 – Eletrodos posicionados no voluntário para captura do sinal EEG	97
Fig. 5.18 – Voluntário durante a sessão de captura EEG	98
Fig. 5.19 – Sinal EEG coletado	98
Fig. 5.20 – Espectro de frequência (FFT) e densidade espectral de potência (PSD) do sinal EEG coletado	99
Fig. A1 – Diagrama elétrico do módulo receptor	102
Fig. A2 – Diagrama elétrico do módulo de coleta – placa superior	103
Fig. A3 – Diagrama elétrico do módulo de coleta – placa inferior	104

Capítulo 1

Introdução

A evolução tecnológica vem ocorrendo em velocidade espantosa, e o progresso resultante destes avanços tem modificado significativamente a prática da medicina atual. Basta mencionar as precisas informações obtidas pelos modernos tomógrafos, pela ressonância nuclear e, ainda, o amplo uso do ultra-som como método diagnóstico; as detalhadas informações obtidas pela endoscopia e pelas cineangiografias; as cirurgias realizadas por videolaparoscopia; as microcirurgias e os procedimentos cirúrgicos com auxílio da robótica, que tornaram quase inexistente a distância entre a realidade e a ficção.

Uma das áreas de maior destaque neste cenário tecnológico é o da medicina esportiva. Hoje, equipamentos e treinamentos avançam sobre seus limites, usando a tecnologia e a ciência onde o corpo humano já alcançou, aparentemente, o auge de sua performance física. Atletas olímpicos são preparados para desafiar as restrições provenientes da gravidade, do tempo e da distância. Encontram suporte nas pesquisas aplicadas na área de fisiologia, e através do avanço tecnológico das técnicas de treinamento e dos equipamentos. A ciência permite "construir" um atleta para ser recordista olímpico, maximizando suas potencialidades físicas por meio do profundo conhecimento da fisiologia do movimento. E quando o homem esportivo chega ao limite, com o corpo humano no máximo de sua capacidade, entra em campo a alta tecnologia dos equipamentos e dos materiais a seu serviço.

As atividades dos diversos sistemas biológicos podem ser monitoradas através de seus biopotenciais. Os biopotenciais originam-se da diferença de níveis de concentração iônica entre os meios celulares, gerando diferenças de potencial elétrico através das membranas celulares de praticamente todas as células do corpo. Algumas destas células são excitáveis, podendo ter seu potencial de membrana alterado por algum estímulo e, depois de algum tempo, re-estabelecerem seu potencial inicial. Este processo pode se propagar pela membrana e excitar células vizinhas, constituindo assim o chamado potencial de ação. Biopotenciais podem então ser definidos como reflexo da somatória dos potenciais de ação existentes nas proximidades de um sensor posicionado nas imediações da região onde eles ocorrem, e são, portanto, um reflexo do funcionamento de determinado sistema biológico, possuindo características e mecanismos únicos [GUYTON, 2002].

Dentre os biopotenciais, três foram selecionados para utilização neste trabalho. Dentre os critérios utilizados para a seleção, os de maior peso foram a importância do potencial no entendimento dos diversos fenômenos que ocorrem no organismo e o uso do biopotencial em outros projetos desenvolvidos pelo laboratório. São estes biopotenciais:

- Potencial Eletroencefalográfico (EEG): O cérebro consiste em bilhões de células nervosas, cada qual recebendo sinais elétricos de outros neurônios e os retransmitindo a outras células nervosas. Todas as funções do cérebro, incluindo sensibilidade, raciocínio, emoções e reflexos dependem desta transmissão de sinais elétricos [AIRES]. O sinal eletroencefalográfico é o conjunto de potenciais elétricos captados na região do encéfalo (Fig. 1.1), constituindo um diagrama funcional [TURNER] que pode conter informações sobre a extensão, dinâmica, localização e distribuição da atividade cerebral. Este sinal pode ser captado por eletrodos de superfície conectados ao escalpo, ou através de eletrodos inseridos diretamente no córtex.

O sinal eletrocardiográfico pode ser coletado através de eletrodos localizados sobre a caixa torácica em pontos adequados ao registro, como proposto originalmente por Eithoven [DeLUCA, 2003].

- **Potencial Eletromiográfico (EMG):** Os músculos esqueléticos são compostos de fibras musculares que são organizadas em feixes, compostos por fios finos de duas moléculas de proteínas, actina e miosina. O processo de contração muscular ocorre quando um potencial de ação é disparado pelo nervo motor associado a um grupo de fibras musculares, provocando o deslocamento das fibras de actina e miosina [GUYTON]. Pode-se dizer, então, que o sinal eletromiográfico é a soma de vários potenciais de ação gerados pelas fibras musculares (Fig. 1.3) quando as mesmas são excitadas por neurônios motores, ou seja, é uma manifestação de uma ativação neuromuscular associada a uma contração muscular [DeLUCA, 1985].

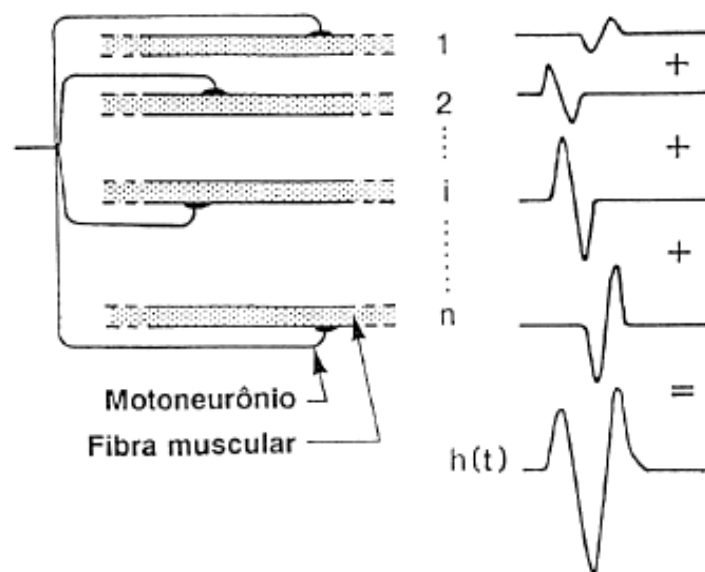


Fig. 1.3 – Geração do sinal eletromiográfico em unidade motora. Modificado de [DeLUCA, 2006]

Este sinal pode ser coletado através de eletrodos de superfície colocados sobre o músculo a ser estudado, ou através de eletrodos-agulha inseridos diretamente no músculo em questão.

A instrumentação tradicional de coleta destes biopotenciais segue um mesmo processo:

- Detecção do sinal, através de eletrodos conectados ao paciente
- Condicionamento do sinal detectado, de modo a eliminar interferências e adequá-lo à manipulações futuras
- Digitalização, que transforma o sinal analógico em sinal digital, permitindo que o mesmo seja processado por microcomputadores.

Porém, este processo apresenta alguns fatores limitantes. A digitalização dos sinais coletados com baixa resolução pode “mascarar” sinais com pequenas amplitudes (DELSYS, 1996), impedindo que o profissional analise variações sutis que podem ter significância clínica. A aquisição em baixas frequências de amostragem pode eliminar informações importantes inseridas nas altas frequências do sinal. Além disso, a análise ainda é prejudicada por sensores, fios e outros sistemas acoplados ao equipamento de medição, que restringem o movimento corporal do paciente ao equipamento (Fig. 1.4) impedindo que o movimento seja feito com naturalidade, podendo em alguns casos até impossibilitar seu estudo.

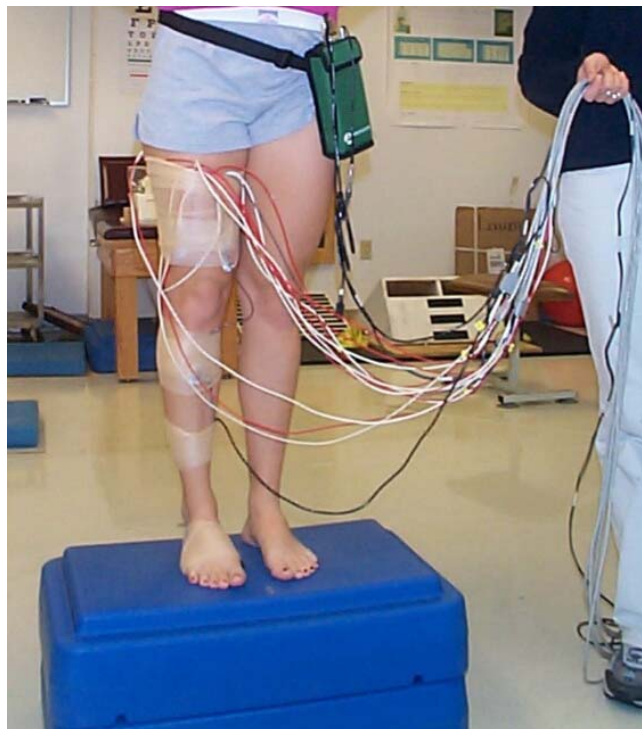


Fig. 1.4 – Captura de sinais EMG por instrumentação convencional. Extraído de [www.hhdev.psu.edu]

Uma das soluções atualmente adotadas por profissionais para o conceder liberdade de movimento durante a análise biomecânica dos atletas é a denominada telemetria [MARTINS, MÜLLER, BERTEMES, SILVA]. A telemetria caracteriza-se como a medição de uma grandeza através de comunicação sem fios, seja por meios óticos, acústicos ou RF. Com este modelo de transmissão, é possível uma análise das variáveis biológicas do atleta em seu estado natural, ou seja, sem nenhum tipo de restrição de movimento, permitindo obter informações importantes sobre o funcionamento do sistema corporal nas reais condições de ocorrência. Utilizando estas informações, é possível uma melhora significativa do entendimento do movimento, suas causas e conseqüências, além da possibilidade de aperfeiçoar os programas de treinamento de atletas e reabilitação de pacientes com problemas neuromotores.

1.1 Objetivo e Metas

O objetivo proposto para este trabalho foi o desenvolvimento de um sistema que seja capaz de adquirir e transmitir remotamente os biopotenciais selecionados (EEG, ECG e EMG).

Para atingir este objetivo, as seguintes metas foram cumpridas:

- Estudo dos processos fisiológicos que envolvem a geração dos sinais de interesse;
- Estudo dos modelos de transmissão remotos existentes e sua aplicabilidade.
- Estudo do estado da arte e principais técnicas de biotelemetria em uso
- Desenvolvimento e implementação de um protótipo para detecção, captura e processamento de sinais EEG, ECG e EMG a partir de um dispositivo remoto
- Avaliação do protótipo em estudos de caso.

1.2 Estrutura da dissertação

A metodologia utilizada para atingir os objetivos citados anteriormente está descrita nos capítulos desta dissertação, que estruturalmente encontra-se da seguinte forma:

- Capítulo 1 - Apresenta a motivação, os objetivos, metas e estrutura do presente trabalho.
- Capítulo 2 - Descreve as características dos biopotenciais envolvidos no projeto, e os meios de aquisição destes biopotenciais.
- Capítulo 3 - Apresenta os princípios da telemetria, suas principais técnicas e o estado da arte em sistemas de biotelemetria.
- Capítulo 4 - Apresenta o projeto e desenvolvimento do hardware e software do protótipo de aquisição de biopotenciais.
- Capítulo 5 - Apresenta uma avaliação do sistema desenvolvido e os resultados obtidos.
- Capítulo 6 - Análise das contribuições deste trabalho sugestões importantes para trabalhos futuros, que poderão ser realizados a partir desta dissertação.

Capítulo 2

Biopotenciais

2.1 Introdução

Os biopotenciais (ou potenciais bioelétricos) são resultados da atividade eletroquímica em células excitáveis – componentes do sistema nervoso, muscular ou glandular. Eletricamente, estas células exibem um potencial de repouso em suas membranas e, quando apropriadamente estimuladas, um potencial de ação.

Com o desenvolvimento de equipamentos de monitoração adequados, é possível captar diversas formas de fenômenos bioelétricos com relativa facilidade, permitindo a análise dos sistemas biológicos associados a eles. Dentre estes fenômenos, estão incluídos o eletromiograma (EMG), eletrocardiograma (ECG) e o eletroencefalograma (EEG).

2.1.1 O Potencial de Membrana Celular

Toda célula pode ser considerada como uma cápsula contendo uma solução protéica revestida por uma membrana lipoprotéica, denominada membrana plasmática (Fig. 2.1). Os meios intra e extracelular possuem diferentes concentrações iônicas, proporcionando uma diferença de potencial elétrico entre o meio interno e o meio externo, denominado potencial de membrana ou potencial de repouso da membrana. O interior da membrana celular apresenta uma carga elétrica catódica menor que a carga

elétrica catódica do exterior. Dizemos, assim, que o potencial elétrico interno é negativo em relação ao potencial elétrico externo, que é tomado por referência.

O potencial de repouso da membrana é, em geral, de aproximadamente -65 a -70 milivolts (tomando o meio exterior à célula como referência) [GUYTON].

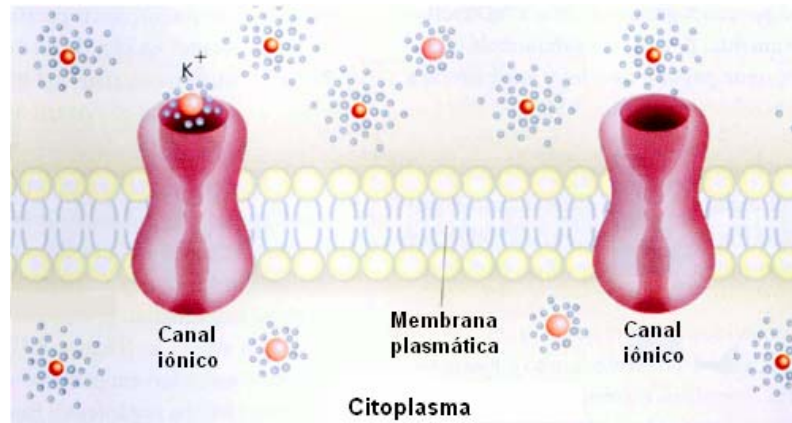


Fig. 2. 1 –Diagrama esquemático da membrana plasmática
Extraído de [LENT].

2.1.2 O Potencial de Ação

Os sinais neurais são transmitidos por meio de potenciais denominados “potenciais de ação”, que são variações muito rápidas do potencial de membrana. Cada potencial de ação começa por uma modificação abrupta do potencial de repouso negativo normal para um potencial positivo e, em seguida termina com uma modificação quase tão rápida para o potencial negativo.

O potencial de ação atravessa três fases, denominadas repouso, despolarização e repolarização (fig. 2.2):

Na fase de repouso, diz-se que a membrana está polarizada. Na despolarização, a membrana fica em determinado momento muito permeável aos íons sódio, o que permite a entrada de muitos desses íons para o interior da célula. O estado de polarização normal de -70mV varia rapidamente para o sentido positivo. Por fim, na fase de repolarização, alguns milésimos de segundos após a membrana ter ficado extremamente permeável aos íons sódio, os canais de sódio começam a se fechar, enquanto os canais de potássio abrem-se, acarretando em uma rápida difusão de íons potássio para o exterior da célula restaurando o potencial de repouso normal.

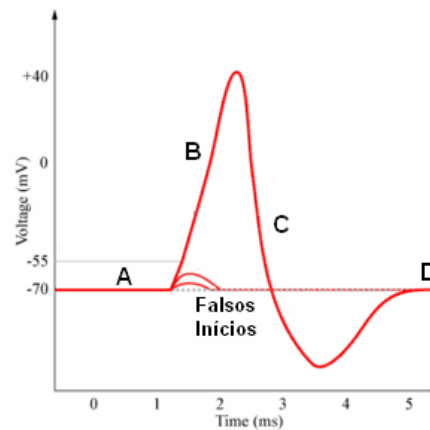


Fig. 2.2 - Potencial de ação mostrando as fases de (A) Repouso, (B) Despolarização, (C) Repolarização, (D) Repouso

A despolarização de uma membrana de uma célula excitável, gerada em qualquer ponto da mesma, geralmente excita as regiões adjacentes resultando na propagação daquela despolarização. Este processo se desencadeia em ambos os sentidos da membrana e é chamado potencial de ação. Este processo pode ocorrer tanto em fibras nervosas quanto musculares.

A Fig. 2.3 ilustra a propagação do potencial de ação ao longo da membrana celular.

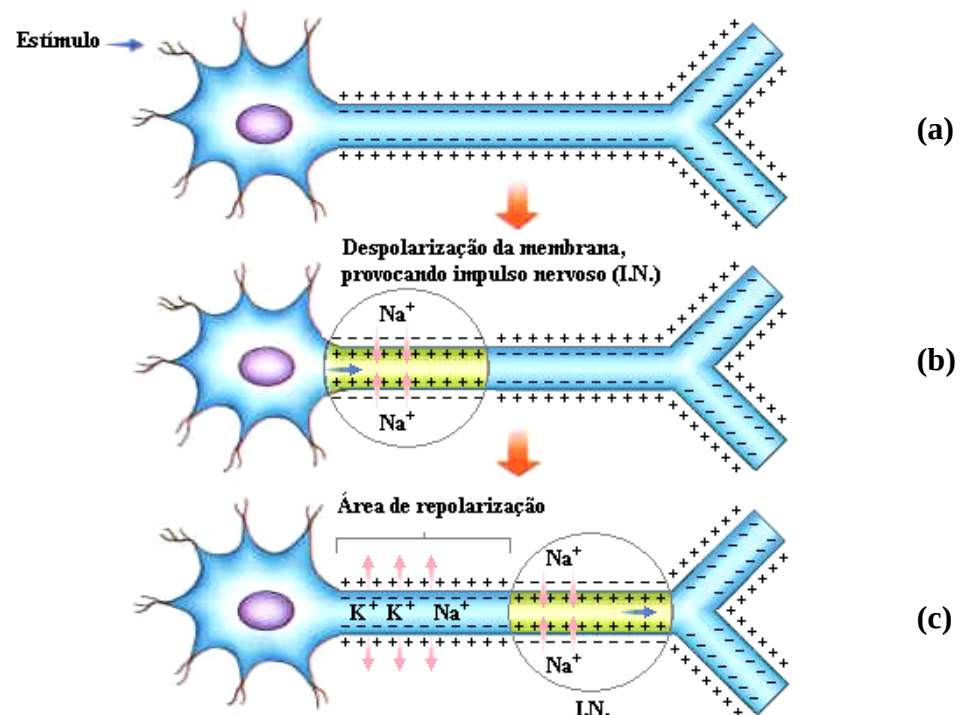


Fig. 2.3 – Propagação do potencial de ação ao longo da membrana. Extraído de [VILELA, 2004]

Partindo de uma célula em repouso (fig. 2.3a), onde um segmento excitado da membrana passou a ter sua permeabilidade aumentada para o sódio, dando início ao processo de despolarização da membrana, cargas elétricas se difundem para o interior da fibra através da região despolarizada. Essas cargas positivas aumentam a ddp em áreas adjacentes, a uma distância de cerca de 1mm a 3mm, para um valor acima do valor limiar da voltagem para geração do potencial de ação, o que ocasiona a abertura dos canais de sódio nessas regiões adjacentes, proporcionando a propagação do potencial de ação ao longo da célula (fig. 2.3b).

Logo em seguida, ocorre o processo de repolarização (fig. 2.3c), onde os canais de sódio começam a se fechar, enquanto os canais de potássio se abrem, acarretando em uma rápida difusão de íons potássio para o exterior da célula restaurando o potencial de repouso normal.

O potencial de ação é bidirecional, ou seja, segue em ambos sentidos a partir do ponto estimulado, e até mesmo pelas ramificações de uma fibra nervosa, até que toda a membrana seja despolarizada.

Conhecendo a origem dos sinais bioelétricos, é possível então associar estes sinais aos sistemas biológicos, tornando possível sua caracterização.

2.2 O Eletroencefalograma

O eletroencefalograma (EEG) é uma manifestação bioelétrica das terminações nervosas contidas na cavidade craniana [TURNER].

2.2.1 O cérebro

Segundo Guyton [GUYTON, 2002] o cérebro (Fig. 2.4) constitui a maior porção do sistema nervoso. É também o maior órgão do encéfalo, sendo dividido em dois hemisférios (esquerdo e direito). Ambos os hemisférios cerebrais apresentam uma camada de 2 a 5mm de espessura de substância cinzenta, composta por neurônios, células da glia e fibras nervosas, denominado córtex cerebral [NIEDERMEYER].

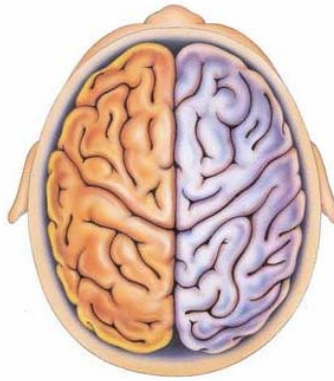


Fig. 2.4 – Cérebro e seus hemisférios. Modificado de [www.focusededucation.au]

2.2.2 O Neurônio

O neurônio, assim como outras células, possui organelas, núcleo individualizado, necessita de oxigênio e nutrientes, possui membrana plasmática e conseqüentemente potencial de membrana. As células são diferenciáveis umas das outras por suas especializações, sendo assim, o que difere os neurônios (Fig. 2.5) de outras células, além da sua maior necessidade metabólica, é a especialização e capacidade de condução do potencial de ação.

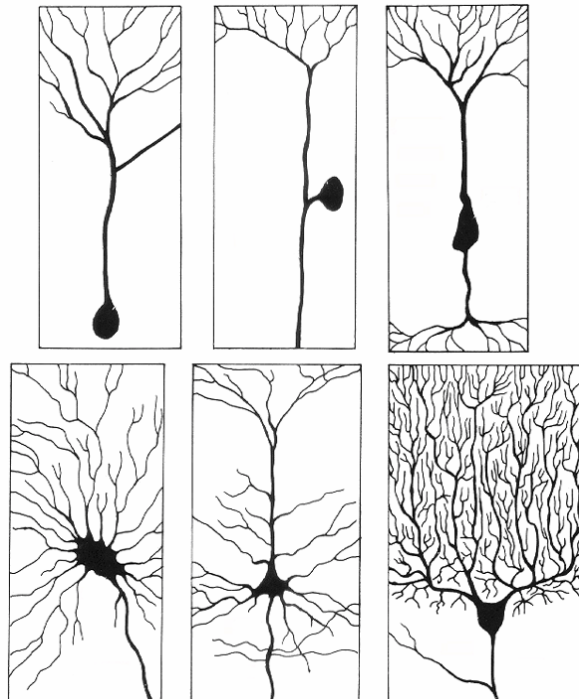


Fig. 2.5 – Diferentes tipos de neurônios. Modificado de [FRISÓN]

Os neurônios contam com duas propriedades fundamentais para as funções que exercem: a excitabilidade (capacidade de reagir aos estímulos) e a condutibilidade (uma vez alterados pelos estímulos, os neurônios transmitem essa alteração por toda sua extensão, em grande velocidade). A maioria dos sinais é recebida pelos neurônios em seus dendritos, outros sinais são recebidos no corpo celular e alguns poucos no início do axônio, que é uma estrutura encontrada somente no neurônio. O sinal nervoso que será transmitido é iniciado no cone axonal e percorre todo o axônio (o axônio pode ter de alguns micrômetros a um metro) até uma terminação sináptica ou botão sináptico.

Como o neurônio é uma célula excitável, o seu potencial de ação pode sofrer alterações, dependendo dos estímulos realizados.

2.2.2.1 Sinapses

Os cem bilhões de neurônios existentes em todo o sistema nervoso não estão diretamente ligados entre si. A comunicação entre eles acontece através de espaços de conexão denominados sinapses (Fig. 2.6).

O número de sinapses, ou conexões, sobre um mesmo neurônio pode variar de algumas unidades até algumas centenas de milhares [LENT].

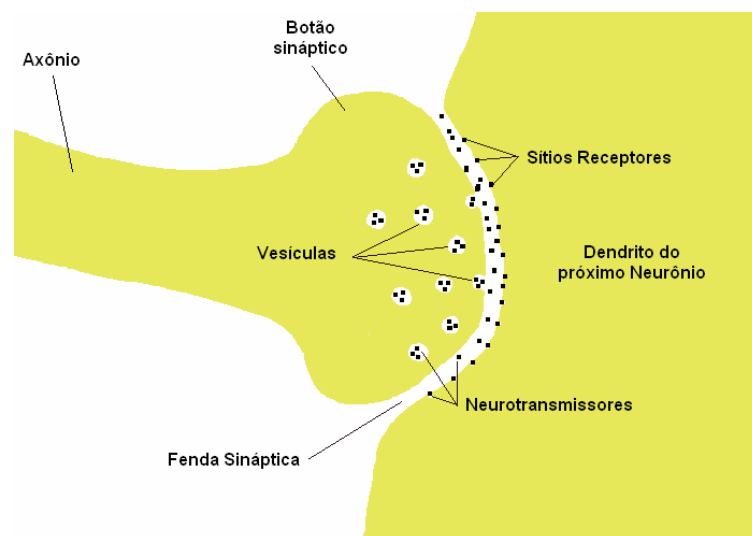


Fig. 2.6 – Sinapse Neuronal. Modificado de [www.ainenn.org]

O neurônio cuja terminação do axônio conecta-se ao soma ou ao dendrito de outro neurônio é chamado de neurônio pré-sináptico. Este neurônio transmite o impulso para o neurônio seguinte, denominado neurônio pós-sináptico. Entre esses dois neurônios existe a fenda sináptica, que é o local onde há a transmissão. As sinapses são de extrema importância para o funcionamento do sistema nervoso, porque são elas que possibilitam a transmissão do impulso nervoso (informação) de um neurônio ao outro, ou de um neurônio a uma fibra muscular, determinando, as direções em que esses sinais nervosos devem se espalhar, pois uma sinapse pode ser excitatória ou inibitória.

Existem dois tipos de sinapses: química (maioria no corpo humano) e elétrica. Esta última se dá pela transmissão direta de íons de uma célula a outra. Ocorrem, principalmente na transmissão do potencial de uma fibra muscular lisa à seguinte e também de uma célula muscular cardíaca à seguinte [MACHADO].

Na sinapse química, o neurônio pré-sináptico secreta uma substância química chamada neurotransmissor, que se difunde na fenda sináptica fixando-se sobre proteínas receptoras encontradas na membrana celular do neurônio pós-sináptico, alterando as propriedades elétricas dessa membrana [LENT]. Nesse momento, o neurônio receptor será inibido (sinapse inibitória) ou excitado (sinapse excitatória), permitindo que a ação neural seja restringida ou estimulada. As sinapses químicas são extremamente importantes por possuírem uma característica muito peculiar: elas permitem que o impulso nervoso seja conduzido numa única direção. A importância dessa transmissão unidirecional se dá pela necessidade de enviar sinais a determinados pontos ou áreas específicas do sistema nervoso, permitindo a análise do mesmo por zonas especializadas, bem como pela necessidade de atuação de controle em determinados grupos musculares, ou glândulas secretoras.

2.2.2.2 O Potencial Pós-Sináptico

Os biopotenciais encefálicos podem ser diferenciados em dois tipos [BUTTON]: Potenciais de ação, e potenciais pós-sinápticos. Como foi explicado anteriormente, o potencial de ação caracteriza a transmissão dos impulsos eletroquímicos através dos axônios. O potencial de ação não fornece muitos dados para o registro de EEG, uma vez que ocorrem de forma assíncrona e em direções diversas ortogonais à superfície do escalpo. O potencial Pós-Sináptico (PPS), é o potencial de membrana resultante no

neurônio pós-sináptico. Quando as sinapses excitatórias disparam sobre as superfícies dos dendritos ou do soma do neurônio, aparece um potencial pós-sináptico no neurônio que dura muitos milissegundos. Esse potencial continua a excitar o neurônio enquanto estiver existindo [GUYTON]. Conforme as entradas excitatórias e inibitórias, são definidos dipolos elétricos, que mudam de intensidade e sentido produzindo flutuações ondulares que se propagam conduzidas pelos fluidos encefálicos até o escalpo. O potencial registrado na superfície cortical depende da polaridade, orientação e localização do PPS em relação ao eletrodo de medida [BUTTON].

2.2.3 O Eletroencefalograma (EEG)

A atividade elétrica do cérebro é medida como a diferença de potencial entre um eletrodo colocado sobre a superfície do córtex (sub ou sobre-cutâneo) e outro, que servirá de referência [BUTTON]. Os registros de EEG (Fig. 2.7) são a variação propagada dos potenciais pós-sinápticos de determinada região do encéfalo, somados espacialmente e temporalmente, e capturados em determinada região. Se a medida é feita dentro do tecido neural, chamamos de registro profundo; se é na superfície do córtex, chamamos de electrocorticograma (ECoG); no caso da superfície do escalpo, eletroencefalograma (EEG) [MONTENEGRO e CENDES].

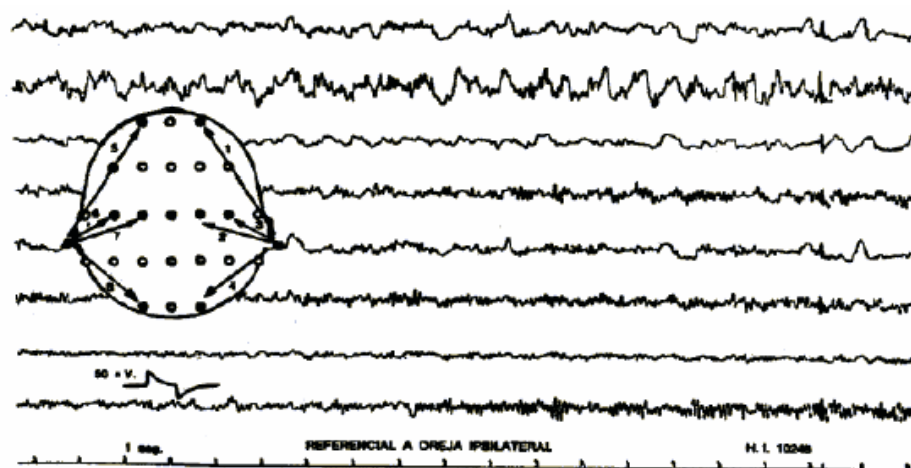


Fig. 2.7 – Registro EEG [modificado de BUTTON]

2.2.4 Técnicas de Aquisição do EEG

Para o registro de sinais EEG, o paciente deverá estar sem brincos ou objetos de metal, com os cabelos secos e o escalpo limpo. Cabelos longos devem ser presos de forma a exibir o couro cabeludo. O ambiente de registro deve ser calmo, silencioso, sem luzes intensas, sem movimentos de pessoas passando e sem interferência eletro-eletrônica. A aparelhagem deve ser mantida muito limpa e freqüentemente calibrada. O uso de pastas especiais para aderência de eletrodos ao escalpo, e filtros para registro da atividade elétrica devem ser feitos de forma sistematizada. Movimentos oculares e contratura muscular são causas freqüentes de artefatos que por vezes impedem a avaliação do traçado [PEREIRA].

Tipo de Onda	Deteção	Freqüência	Amplitude
Delta	Eletrodo de superfície	0,1 a 4 Hz	2 a 100 μ V
Teta	Eletrodo de superfície	4 a 8 Hz	2 a 100 μ V
Alfa	Eletrodo de superfície	8 a 13 Hz	2 a 100 μ V
Beta	Eletrodo de superfície	13 a 22 Hz	2 a 100 μ V

Tabela 1 – Relações entre tipos de onda e freqüências para sinais EEG

Em 1947 [YACUBIAN, GARZON e SAKAMOTO], foi recomendada a criação de um padrão para a fixação dos eletrodos na cabeça do paciente, com o objetivo de facilitar as comparações dos registros obtidos por diversos laboratórios, contribuindo para as pesquisas científicas na área. O sistema de medidas padronizado é composto por regras que uniformizam a nomenclatura e o posicionamento dos eletrodos (Fig. 2.8), denominado sistema internacional 10-20.

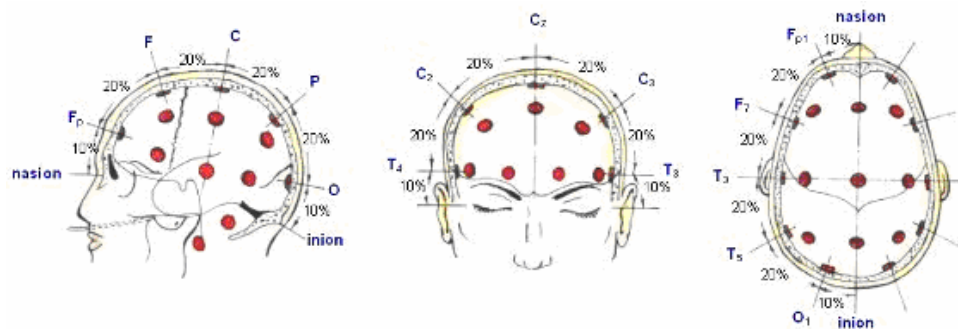


Fig. 2.8 – Posicionamento dos eletrodos de acordo com o sistema 10-20.
Modificado de [www.add-adhd-plus.com]

2.2.5 Interferências no Sinal EEG (Artefatos)

Diversos fatores influem na qualidade do sinal EEG captado. As principais fontes de interferência são citadas abaixo:

- **Artefatos ECG:** Devido à sua característica distinta, artefatos ECG são facilmente identificáveis. Para evitar dúvidas, basta registrar o sinal cardíaco (ECG) em um canal, durante a captação do EEG.
- **Artefatos EMG:** A atividade muscular do paciente também é registrada nas redondezas do eletrodo. O espectro do EMG é muito mais largo que o do EEG, com componentes espectrais bem acima das do EEG, permitindo sua filtragem. Porém, uma parte do espectro é comum a ambos sinais, e portanto o sinal filtrado pode ter sua forma de onda um pouco alterada. Os artefatos causados pelos músculos são os mais comuns encontrados em um EEG, e são reconhecidos principalmente pela sua morfologia: sinais pontiagudos e de curta duração.
- **Artefatos Diversos:** Mudanças na atividade elétrica da pele podem gerar tensões que são captadas pelos eletrodos e registradas no EEG. Geralmente este artefato é fácil de ser reconhecido, pois possui baixa frequência. Os movimentos do paciente e particularmente os movimentos de cabeça causam artefatos de grandes amplitudes não desejados para o sinal. Artefatos de mastigação também são muito comuns.
- **Artefatos técnicos:** Ocorrem interferências devido a campos elétricos provenientes de outros equipamentos, como lâmpadas fluorescentes e rede de distribuição de energia, que irradiam ondas em 60Hz captadas pelo equipamento EEG. Outro tipo de interferência frequente é aquela ocasionada pela má colocação dos eletrodos, bem como seu mal estado de conservação.

2.3 O Eletromiograma

O sinal mioelétrico é proveniente do potencial de ação originado em um neurônio motor que percorre a fibra muscular levando-o à contração [ORTOLAN].

2.3.1 O neurônio motor

O neurônio, assim como outras células do corpo, possui organelas, núcleo individualizado, necessita de oxigênio e nutrientes, e é envolta por uma membrana semipermeável denominada de membrana plasmática. Dentre vários tipos de neurônio, destaca-se o neurônio motor (fig. 2.9) que tem como função transmitir impulsos nervosos responsáveis pelo desencadeamento do processo de contração muscular.

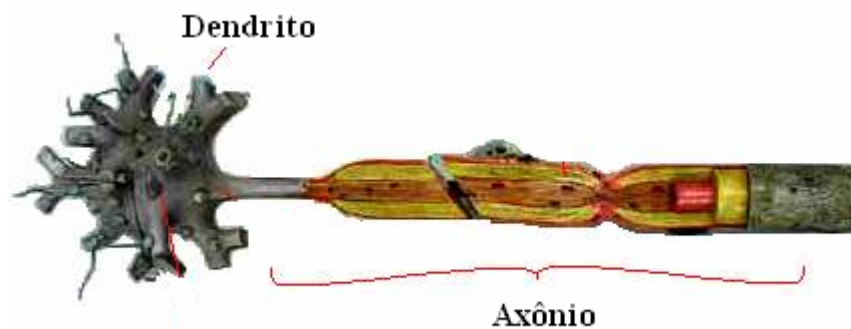


Fig. 2.9 - Neurônio motor.
Modificado de [www.sdmesa.sdccd.net]

No neurônio motor, podem ser identificadas três estruturas com funções distintas: o corpo celular ou soma, os dendritos e o axônio.

O corpo celular é a porção que contém o citoplasma, núcleo e organelas. Em um neurônio motor, que é o que comanda diretamente a contração das fibras musculares, o soma está entre os dendritos e o axônio, já em certos neurônios sensoriais localiza-se discretamente à margem do axônio.

Os dendritos são processos celulares, tipicamente curtos e altamente ramificados de maneira a oferecer amplas áreas de contato para a recepção da informação; são especializados em receber informações e enviar estímulos para o corpo celular. Os

impulsos nervosos são conduzidos do corpo celular para outros neurônios através do axônio. Em sua extremidade o axônio se ramifica, formando terminais que contêm pequenas estruturas denominadas botões sinápticos. Quando estes recebem um impulso nervoso, liberam substâncias químicas que transmitem estímulos de um neurônio para outro, denominadas neurotransmissores.

O axônio tem como função básica transmitir informações na forma de pulsos regenerativos, isto é, sem atenuação, para várias partes do sistema nervoso e do organismo. Podem chegar a 1 metro de comprimento e geralmente se reúnem em troncos nervosos que chegam a conter milhares de axônios.

2.3.2 O processo de contração muscular

2.3.2.1 Fisiologia do Músculo Esquelético

Para compreender a fisiologia e o mecanismo da contração muscular, deve-se conhecer a estrutura do músculo esquelético (fig. 2.10). Os músculos esqueléticos são compostos de fibras musculares que são organizadas em feixes (fascículos).

Os miofilamentos compreendem as miofibrilas que, por sua vez, são agrupados juntas para formar as fibras musculares. Cada fibra possui uma cobertura ou membrana, o sarcolema, composta de uma substância gelatinosa, o sarcoplasma. Centenas de miofibrilas contráteis e outras estruturas importantes (tais como as mitocôndrias e o retículo sarcoplasmático) estão inclusas no sarcoplasma.

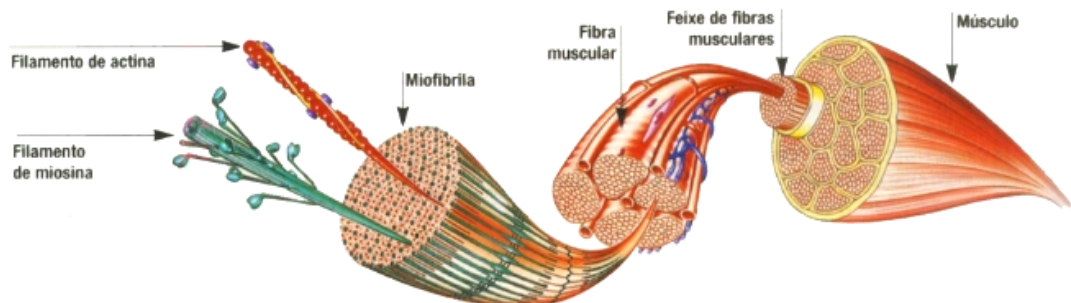


Fig. 2.10 – Estrutura de um músculo esquelético..
Extraído de [Biomania, 2004]

A miofibrila contrátil é composta de unidades, e cada unidade é denominada um sarcômero. Cada miofibrila contém muitos miofilamentos, que são fios finos de duas moléculas de proteínas, actina (filamentos finos) e miosina (filamentos grossos).

Pode-se então dizer que o processo de contração muscular ocorrerá seguindo as seguintes etapas: [DeLuca]

1 – O potencial de ação trafega ao longo de um nervo motor até suas terminações nas fibras musculares onde, em cada terminação, o nervo secreta uma pequena quantidade da substância neurotransmissora (acetilcolina).

2 – O neurotransmissor, por sua vez, atua sobre uma área localizada na membrana da fibra muscular, abrindo numerosos canais acetilcolina-dependentes (ad) dentro de moléculas protéicas na membrana da fibra muscular.

3 – A abertura dos canais ad permite que uma grande quantidade de íons sódio flua para dentro da membrana da fibra muscular abaixo da terminação neural, desencadeando o potencial de ação na fibra muscular e sua posterior propagação pela mesma.

4 – O potencial de ação despolariza a membrana da fibra muscular e faz com que o retículo sarcoplasmático libere para as miofibrilas grande quantidade de íons cálcio, armazenados no seu interior.

5 – Os íons cálcio provocam grandes forças atrativas entre os filamentos de actina e miosina, fazendo com que eles deslizem entre si, o que constitui o processo contrátil da ação muscular.

6 – Os íons cálcio são então bombeados de volta para o retículo sarcoplasmático, onde permanecem armazenados até que ocorra um novo potencial de ação.

2.3.2.2 A unidade motora

Na sinapse, na região de interação entre dois neurônios, existe geralmente uma pequena distância entre as duas células envolvidas, isto é, não há perfeita continuidade entre a membrana de ambas. A passagem do impulso nervoso nessa região é feita por substâncias químicas ou mediadores químicos, que são os neurotransmissores. Como esses mediadores estão acumulados somente no final do axônio, a transmissão do impulso ocorre sempre do axônio de um neurônio para o dendrito ou corpo do neurônio

seguinte. Um processo semelhante ocorre nas junções entre as terminações dos axônios e músculos; essas junções são chamadas placas motoras ou junções neuro-musculares.

A unidade motora (Fig. 2.11) é composta de um neurônio motor localizado no corno anterior da medula espinhal, e todas as fibras musculares supridas pelas ramificações terminais do axônio.

Os impulsos oriundos do Sistema Nervoso Central (SNC) atingem os seus órgãos efetores, no caso o músculo esquelético, através dos neurônios motores inferiores. Cada neurônio inerva um conjunto de fibras musculares, de modo que não é possível ativar voluntariamente uma única fibra muscular. A unidade motora é, portanto, a menor unidade funcional do sistema neuromuscular e objeto principal de estudo da eletromiografia. Cada músculo, dependendo de suas características e funções, possui diferentes proporções de unidades motoras. [Ortolan]

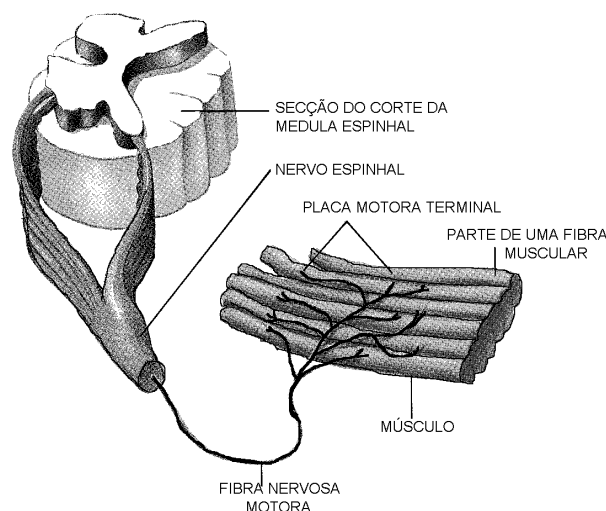


Fig. 2.11 – Unidade Motora.
Extraído de [Ortolan, 2002]

2.3.2.3 O Potencial de ação na Unidade Motora

A unidade motora é a menor unidade muscular controlável. A soma algébrica dos potenciais de ação das várias fibras de uma unidade motora é chamado de Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAP – Motor Unit Action Potential). A Fig. 2.12 apresenta a representação esquemática da formação da MUAP representado por $h(t)$.

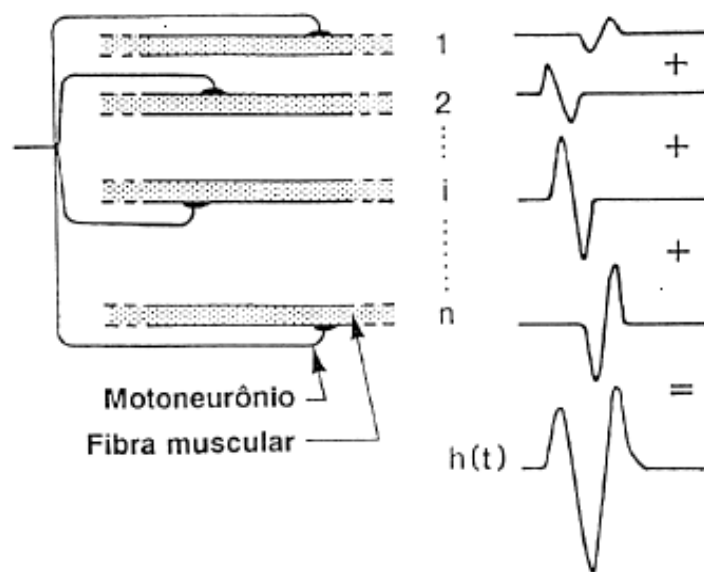


Fig. 2.12 – Esquema de geração de MUAP.

Extraído de [Basmajian & De Luca, 1985]

Existem diversos fatores que podem influenciar o sinal gerado pela unidade motora, como a relação geométrica entre a superfície de detecção do eletrodo e a fibra muscular da unidade motora, a posição relativa entre a superfície de detecção do eletrodo e a zona de inervação, o diâmetro da fibra, o número de fibras musculares de uma unidade motora na região de detecção do eletrodo e a interface eletrodo/pele.

A duração da MUAP é de aproximadamente 2 a 10 ms com amplitudes na faixa de 10 μ V a 2 mV com largura de banda de 5Hz a 10 kHz. A análise desse potencial é muito usada para a detecção de miopatias, lesões neurogênicas e outras desordens nos músculos.

Pelo fato da MUAP ter um período relativamente pequeno, as unidades motoras devem ser ativadas repetitivamente para que se possa sustentar a contração muscular por períodos maiores. Essa sequência de MUAPs é denominada trem de potenciais de ação na unidade motora (MUAPT - Motor Unit Action Potential Train). Como os músculos contêm fibras de diversas unidades motoras, a captação do MUAPT isolado só pode ser obtida se forem recrutadas apenas as fibras de uma única unidade motora, na vizinhança do eletrodo, só podendo ser realizada em contrações muito fracas. [DeLuca]

O eletromiograma (Fig. 2.13) é o somatório de todas as MUAPTs das Unidades motoras, captada pelo eletrodo na região de detecção [De Luca & Basmajian, 1995].

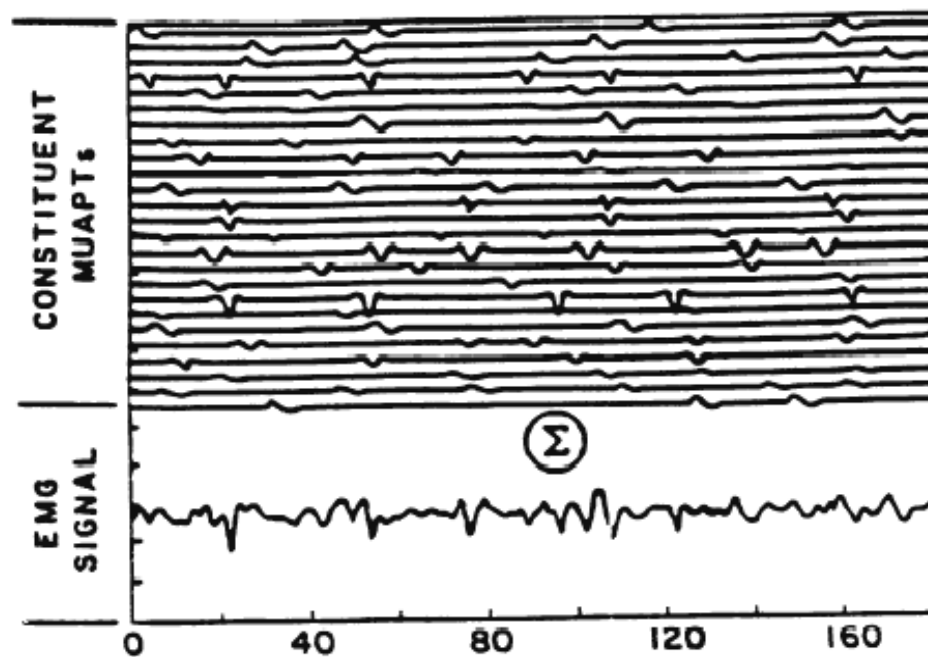


Fig. 2.13 – Representação da formação do sinal eletromiográfico a partir dos MUAPTs das unidades motoras. Extraído de [Basmajian & De Luca, 1985].

2.3.3 Características do sinal EMG

O sinal eletromiográfico é o registro dos potenciais de ação gerados por diferentes fibras musculares quando as mesmas são excitadas por neurônios motores, ou seja, é uma manifestação de uma ativação neuromuscular associada a uma contração muscular.

Considerando a diferença entre os MUAPTs, a irregularidade na taxa de disparo dos neurônios motores, e o fato de contrações terem mais de um músculo envolvido, o sinal EMG pode ser descrito como sendo um processo estocástico [Kreifeldt & Yao, 1974; De Luca, 1979; Parker et al., 1997] aproximando a função densidade espectral por uma função gaussiana, onde a amplitude instantânea do sinal é uma variável gaussiana de média zero. No entanto, foram encontradas características determinísticas dentro dos primeiros 200 ms de uma contração muscular [Hudgins et al., 1991; Hudgins et al., 1993; Basha et al., 1994].

A fig. 2.14 apresenta as características do sinal EMG no que diz respeito ao seu espectro de frequências. A amplitude do sinal pode variar de: 0 a 10mV (pico a pico), em uma faixa de frequência entre 0 à 1kHz, podendo se estender à até 10kHz para EMG intramuscular. A energia útil está limitada na faixa 0 a 500 Hz com a maior parte da energia dominante do sinal entre 50 e 150Hz.

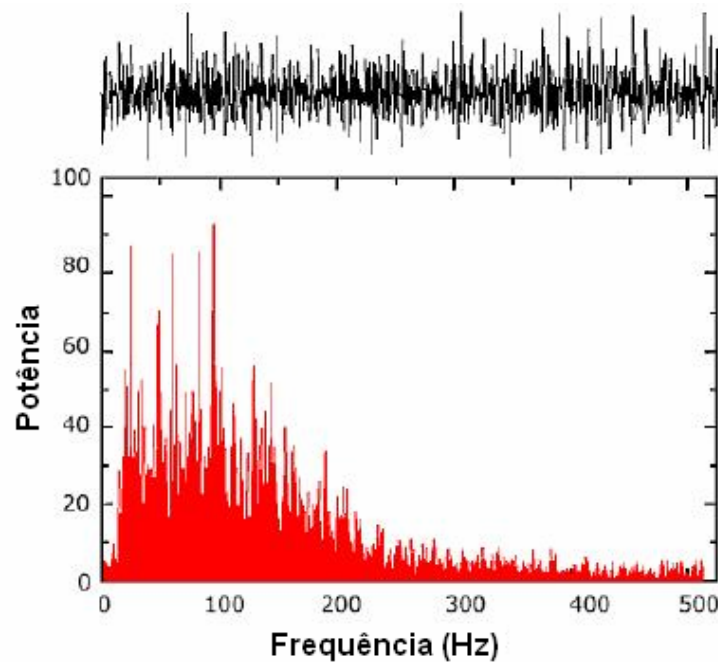


Fig. 2.14 – Espectro de frequência do sinal EMG de superfície.
Modificado de [Delsys, 1996]

2.3.4 Aquisição de Sinais EMG

A captação dos sinais EMG é feita através de eletrodos, onde a escolha do tipo de eletrodo a ser utilizado dependerá do tipo de músculo a ser estudado. Para músculos grandes e superficiais, geralmente utilizam-se eletrodos de superfície (Fig. 2.15a e Fig. 2.15b), e para músculos pequenos e superficiais, ou situados entre ou abaixo de outros músculos, podem ser utilizados eletrodos invasivos, ou intramusculares (Fig. 2.15c).

Eletrodos intramusculares geralmente são compostos de fios finos inseridos por uma agulha no músculo. Com isso pode-se coletar sinais de áreas bem definidas e tem-

se uma baixa possibilidade de *cross-talk* (interferências geradas por outros músculos). As maiores desvantagens são o desconforto e a dor causados na inserção, câimbras e uma grande dificuldade de repetição de experimentos.

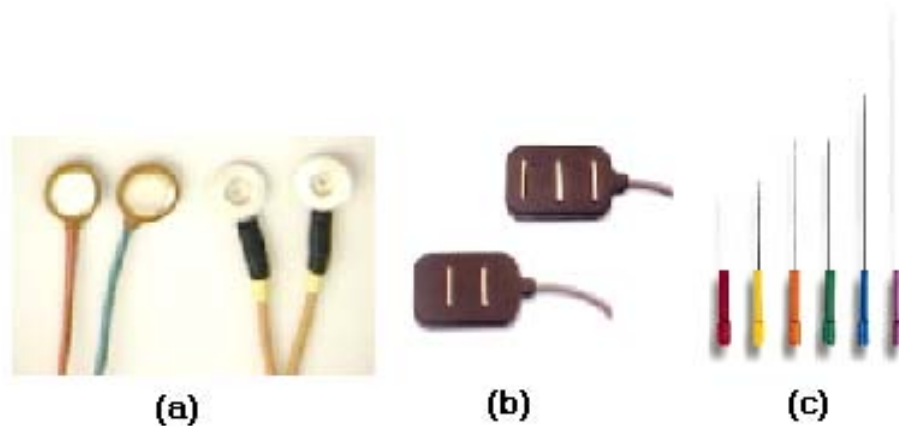


Fig. 2.15 - Exemplo de eletrodos para captação do sinal de superfície EMG.
(a) Passivos; (b) Ativos; (c) Intramusculares.

2.3.4.1 Posicionamento dos eletrodos

O mal posicionamento dos eletrodos na área de detecção implica na obtenção errônea dos sinais, de forma que esses podem não representar com fidelidade a realidade, podendo provocar, dessa forma, avaliações errôneas. A amplitude e espectro de frequência do sinal de EMG são afetados pela localização dos eletrodos (Fig. 2.16) em relação à zona de inervação (eletrodo superior), a junção miotendinosa (eletrodo inferior) e a extremidade lateral do músculo (eletrodo no centro à direita).

O melhor local está na região entre a zona de inervação e a junção miotendinosa. Nesta localização o sinal EMG com maior amplitude é detectado. [DeLuca]

Alguns cuidados a serem tomados no posicionamento dos eletrodos [De Luca, 2002]:

- O fenômeno de *cross-talk* devido à proximidade entre os músculos pode ser minimizado selecionando o tamanho adequado dos eletrodos e a separação ideal entre eles;
- É preferível a escolha de áreas que não obstruam a visão ou a movimentação;
- Sempre que possível, os pares de eletrodos devem ser posicionados paralelamente às fibras, maximizando dessa forma a sensibilidade à seletividade;

- É preferível a escolha de regiões de fácil localização, ou seja, que possuam boas referências anatômicas, para facilitar o posicionamento dos eletrodos durante os experimentos.

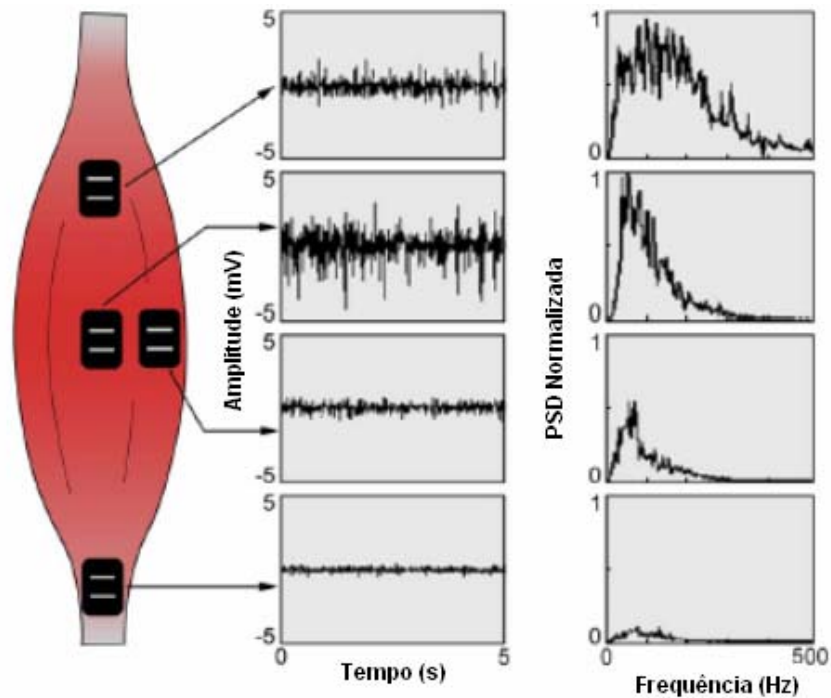


Fig. 2.16 – Posicionamento dos eletrodos sobre a fibra muscular. *Modificado de [De Luca,1997]*

Além do posicionamento dos eletrodos, existem algumas considerações importantes a serem feitas com relação à qualidade do sinal, que são: Tipo de fibras, diâmetro das fibras, distância entre as fibras, tipo de tecido entre as fibras, ponto de captação do sinal, distribuição espacial das unidades motoras, quantidade de unidades motoras recrutadas, posicionamento e propriedades dos eletrodos utilizados para detecção do sinal, dentre outros.

Um outro ponto de grande importância é a presença de ruído que pode ser emanado de várias fontes, sendo grande responsável por deteriorações nas características do sinal. Esses ruídos podem ser:

- Ruídos inerentes dos componentes do equipamento de detecção de armazenamento: Estes ruídos estão na faixa de frequência que vai de 0Hz a milhares de Hertz. Por serem gerados pelo equipamento, não podem ser

eliminados, mas podem ser reduzidos usando componentes de alta qualidade, bom layout de circuitos e técnicas corretas de construção dos equipamentos;

- Ruídos de ambiente: são provenientes de fontes de radiação eletromagnética, tais como rádio, transmissão de TV, luzes fluorescentes, etc. O próprio corpo humano está sujeito à radiação eletromagnética, estando mais presentes frequências de 60 Hz com amplitudes cerca de três vezes maior do que o sinal EMG;
- Artefatos de movimento: este ruído inclui dois tipos básicos de interferências; o movimento relativo entre a pele e o eletrodo de detecção e o movimento dos cabos que conectam os eletrodos aos amplificadores. Estes ruídos produzem frequências na faixa de 0 à 20 Hz;
- Instabilidade inerente do sinal: o sinal EMG é por natureza quase randômico e as componentes de frequências entre 0 à 20Hz são particularmente instáveis. Em virtude dessa instabilidade natural, é recomendável considerar essa faixa de frequência como ruído e removê-la do sinal desejado.

2.4 O Eletrocardiograma

A atividade elétrica do coração coordena a sua atividade mecânica, sendo útil do ponto de vista da prática clínica, no diagnóstico de patologias cardíacas.

Esta atividade pode ser detectada na superfície do corpo e registrada no eletrocardiograma (ECG). O ECG constitui um dos mais úteis métodos não-invasivos de diagnóstico médico.

2.4.1 O Coração

O coração (Fig. 2.17) é um órgão oco, constituído de paredes musculares que delimitam quatro cavidades (átrios direito e esquerdo, e os ventrículos direito e esquerdo), aproximadamente esférico, que tem o tamanho da mão fechada e pesa cerca de 300 g. Está localizado na região centro-lateral da caixa torácica, inclinadamente para a esquerda, tendo sua ponta inferiormente situada próxima ao mamilo esquerdo, e sua

base superiormente situada no centro do tórax aproximadamente 5 cm abaixo da fúrcula esternal.

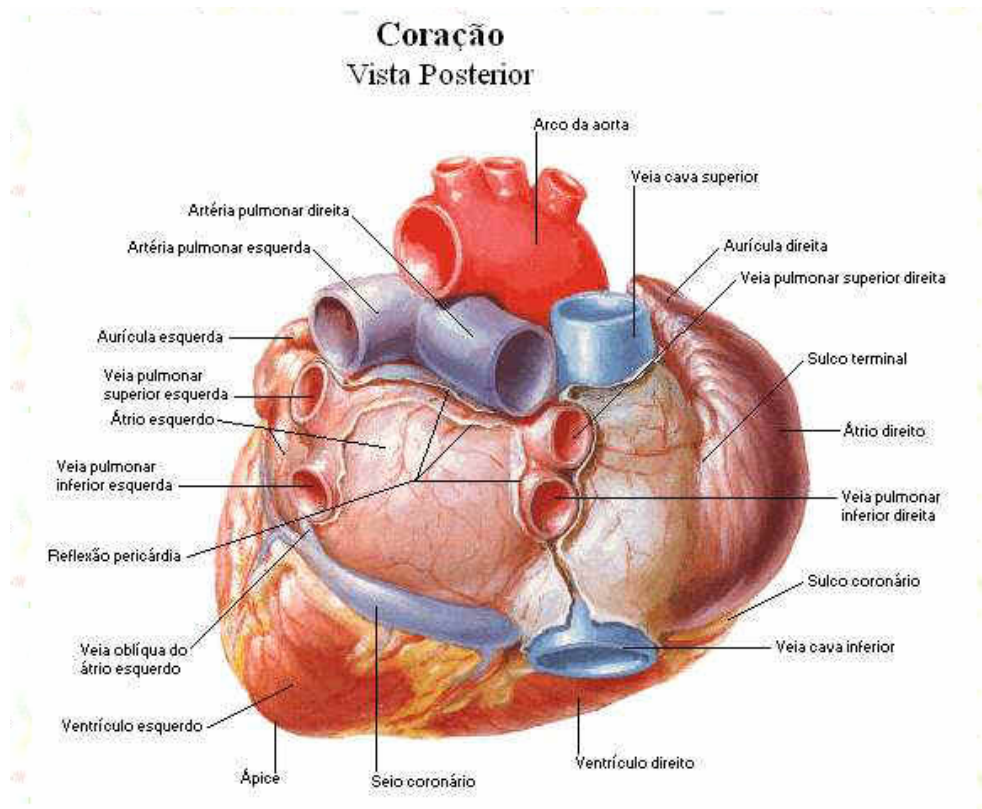


Fig. 2.17 – Vista posterior do coração.
Retirado de [NETTER]

O coração é composto de uma estrutura muscular espessa, de cerca de 1 - 2 cm, denominada miocárdio, que integra as paredes das cavidades atriais e ventriculares. O miocárdio está envolto externamente por uma membrana, denominada pericárdio, cuja função é proteger o miocárdio e permitir o suave deslizamento das paredes do órgão durante o seu funcionamento mecânico, pois contém líquido lubrificante em seu interior. Internamente, o miocárdio é recoberto pelo endocárdio, que se constitui na membrana de proteção interna que fica em contato direto com o sangue, separando a musculatura, do interior das cavidades do órgão [GUYTON]. O coração possui também um conjunto de valvas intracavitárias, as quais têm a função de direcionar o fluxo de sangue em um único sentido no interior do coração. Ademais destes componentes anatômicos, o coração possui ainda uma estrutura denominada tecido excito-condutor

(Fig. 2.18), que é o responsável pela geração e condução do impulso elétrico que ativa todo o órgão para o seu funcionamento mecânico.

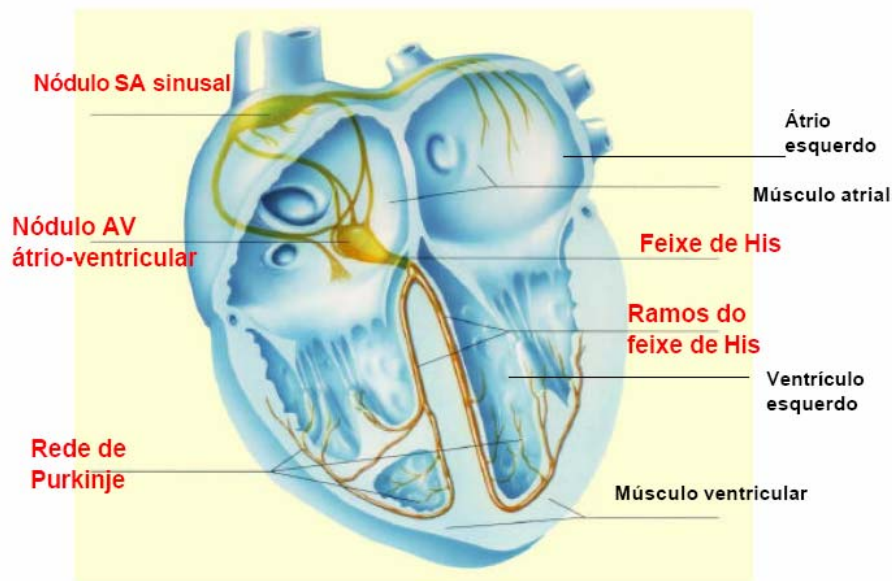


Fig. 2.18 – Estrutura excito-condutora cardíaca. Adaptado de [BUTTON].

O tecido excito-condutor compreende um conjunto de quatro estruturas interligadas morfo-funcionalmente: o nodo sino-atrial, que é um aglomerado de células excitáveis especializadas, situado no extremo da região ântero-superior direita do coração, próximo a junção da veia cava superior com o átrio direito; o nodo átrioventricular, que também se constitui num aglomerado celular excitável especializado, situado na junção entre os átrios e os ventrículos, na porção basal do septo interventricular, na região mediana do coração; o feixe de His e seus ramos principais direito e esquerdo com suas sub-divisões, que se localizame na estrutura muscular miocárdica, partindo da base do septo interventricular e dirigindo-se aos ventrículos direito e esquerdo, respectivamente; o sistema de fibras de Purkinje, que representa uma rede terminal de condução do impulso elétrico a cada célula miocárdica contrátil.

Cada parte desta estrutura é especializada para uma função:

- Tecido sino-atrial: o NSA tem a função de auto-ritmicidade. O nodo sino-atrial, também chamado de marca-passo primário, é formado por um agrupamento de células (1 a 2mm de comprimento e 2mm de largura). É onde ocorre o primeiro Potencial de Ação. A ativação elétrica iniciada no

NSA, é transmitida ao NAV através dos tratos internodais (anterior, médio e posterior) e interatrial (primeiro o átrio direito é ativado, e depois o esquerdo).

- Tecido nodal átrio-ventricular: o NAV é o marca-passo secundário. Quando a despolarização chega ao NAV, suas fibras retardam a condução antes que ela continue pelo feixe de His e pela rede de Purkinje. Isto é necessário para que não ocorra contração simultânea de átrios e ventrículos.
- Rede de Purkinje: as fibras de Purkinje apresentam velocidade de propagação alta, permitindo a contração efetiva dos ventrículos. Mais de 50% da massa ventricular é estimulada em aproximadamente 10ms.

2.4.2 Potenciais elétricos Cardíacos

O sistema de condução especializado representa uma pequena porção da massa cardíaca. Assim, os átrios e os ventrículos são quem mais contribuem para o potencial elétrico captado externamente ao coração, sendo que cada tipo de tecido exibe um potencial de ação característico (Fig. 2.19).

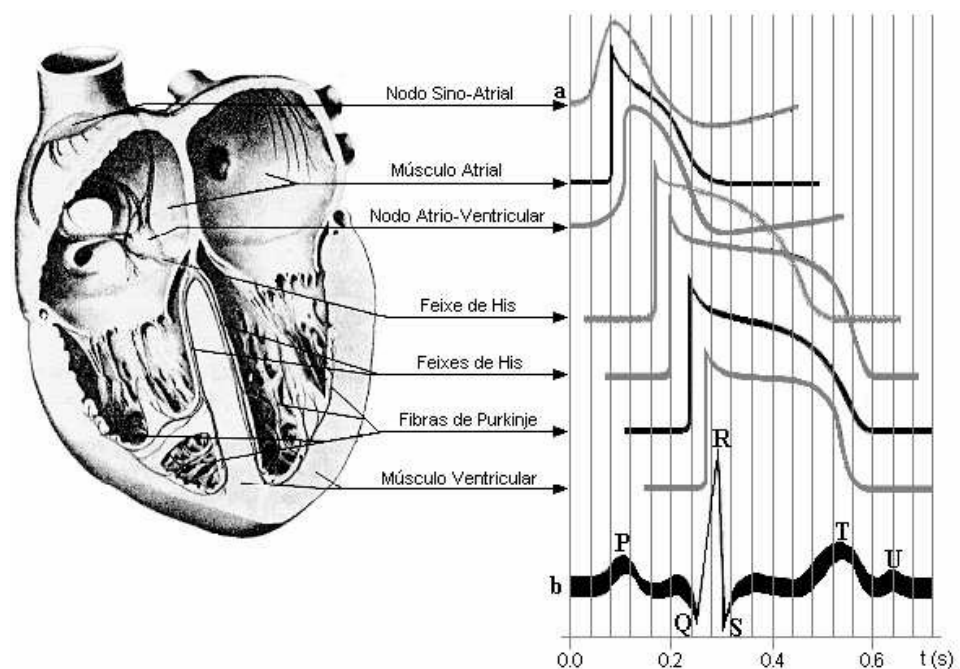


Fig. 2.19 – Formação do sinal eletrocardiográfico. Modificado de [WEBSTER]

Diferentes células apresentam formas diferentes de atividade elétrica, mas em geral, a contração é sincronizada pela despolarização do nodo sino-atrial há cada (aproximadamente) 800ms. A fig. 2.20 apresenta o potencial de ação de uma fibra do NSA. A fig. 2.21 é apresenta o potencial de ação de uma fibra ventricular.

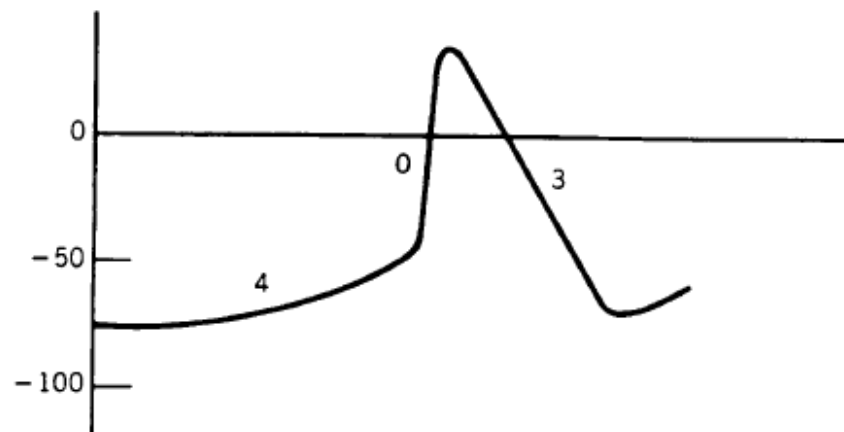


Fig. 2.20 – Potencial de ação de fibra do nodo sino-atrial. Modificado de [BUTTON]

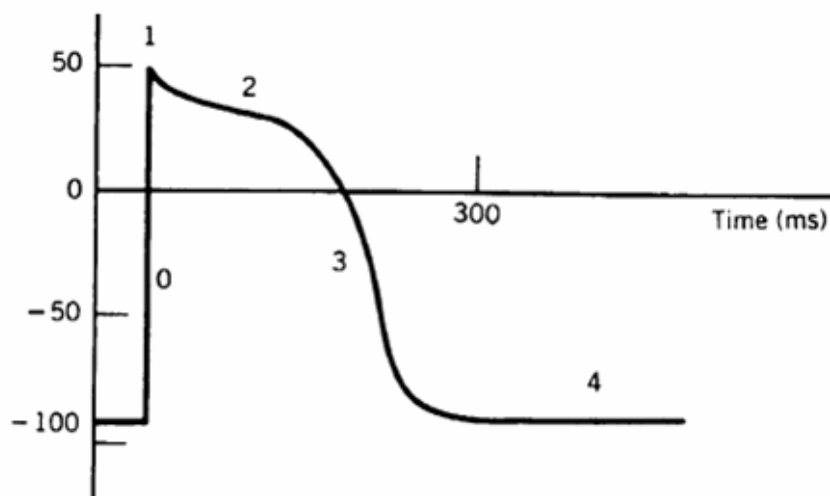


Fig. 2.21 – Potencial de ação de fibra ventricular. Modificado de [BUTTON]

O potencial da fibra ventricular exibe as fases de (0) ativação, (1) recuperação inicial rápida (principalmente devida à rede de Purkinje), (2) platô de despolarização, (3) repolarização e (4) potencial de repouso. As fases (1) e (2) correspondem à contração ou sístole e as fases (3) e (4) à diástole. O músculo cardíaco só apresenta uma nova contração depois de completada a relaxação da contração anterior.

O PA da fibra do NSA praticamente não exibe platô: despolariza e repolariza rapidamente e não tem período refratário absoluto.

2.4.3 Características do sinal Eletrocardiográfico (ECG)

A sequência de eventos elétricos que resultam no ciclo sístole/diástole propagam-se através do volume condutor do tórax e pode ser medida na superfície do corpo (Fig. 2.22).

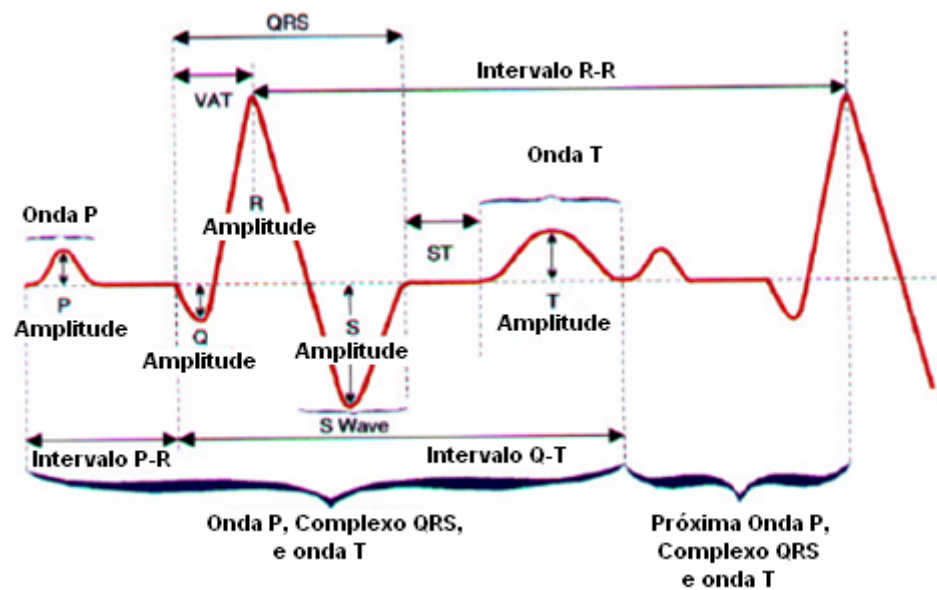


Fig. 2.22 – Principais componentes de um ECG típico. Modificado de [www.nyu.edu]

O ECG pode ser medido sobre qualquer ponto do corpo humano, através de eletrodos (Fig.2.23).



Fig 2.23 – Exemplos de eletrodos para ECG. Retirado de [www.tycohealthcare.co.uk]

Para facilidade de padronização, os eletrodos correspondentes ao triângulo de Einthoven (Fig. 2.24) são colocados sobre os pulsos e no tornozelo esquerdo.

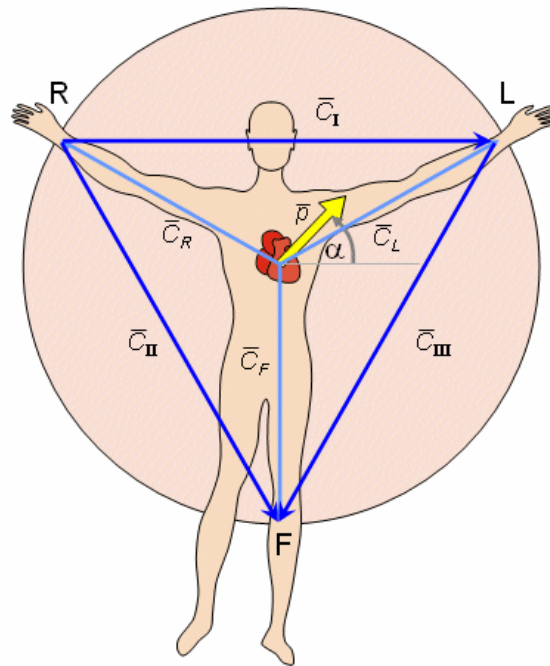


Fig. 2.24 – Triângulo de Einthoven. Modificado de [buttler.cc.tut.fi]

Para o sistema padrão (12 derivações clássicas) os sinais são captados através de 9 eletrodos (Fig. 2.25): 2 nos braços, 1 na perna esquerda e 6 sobre o peito.

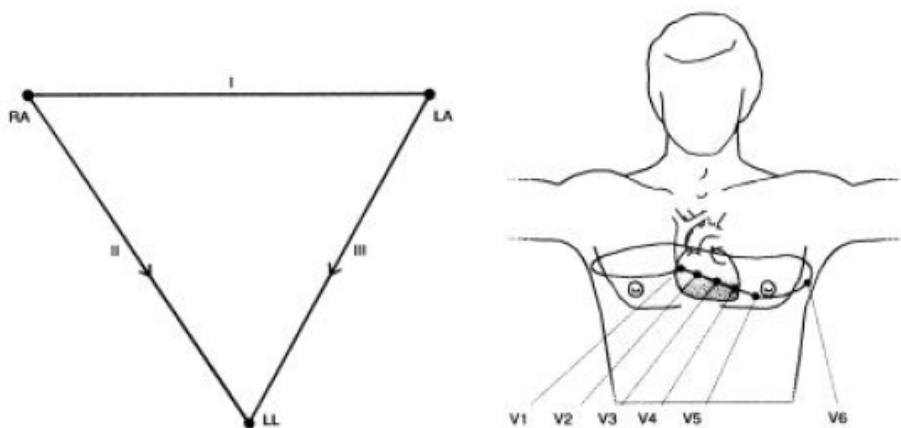


Fig. 2.25 – Posição dos eletros para obter as 12 derivações clássicas. Retirado de [BUTTON]

O sistema padrão de 12 derivações inclui 3 colocações diferentes de eletrodos:

- Derivação bipolar (Fig. 2.26)

Além da derivação clássica, outros sistemas podem ser usados. Três deles serão apresentados, a título de ilustração.

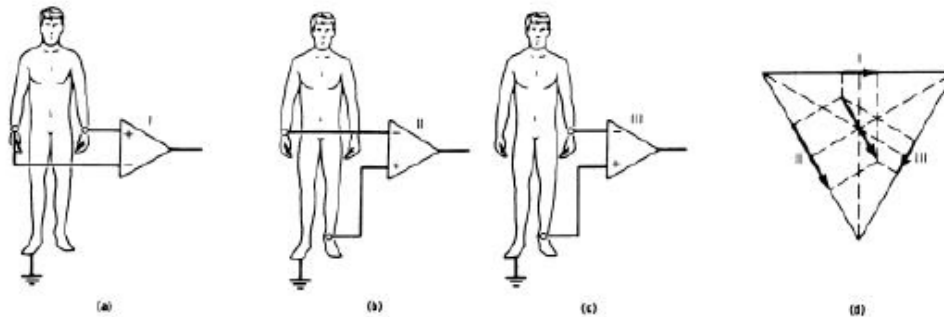


Fig. 2.26 – Esquema de ligação para derivação bipolar. (a) Derivação I (b) Derivação II (c) Derivação III (d) Derivação do vetor cardíaco a partir das 3 derivações. Retirado de [BUTTON]

- Derivação Precordial (Fig. 2.27)

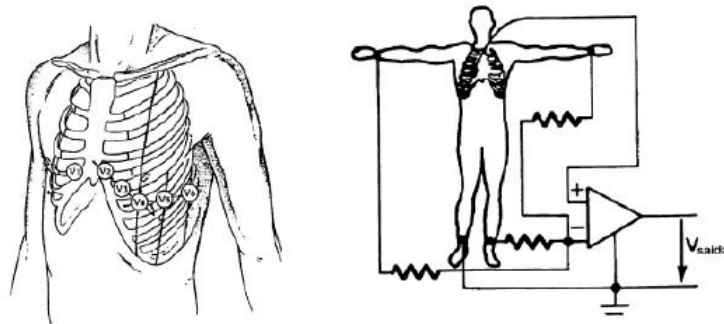


Fig. 2.27 – Derivações Precordiais. Modificado de [BUTTON].

- Derivação Aumentada (Fig. 2.28)

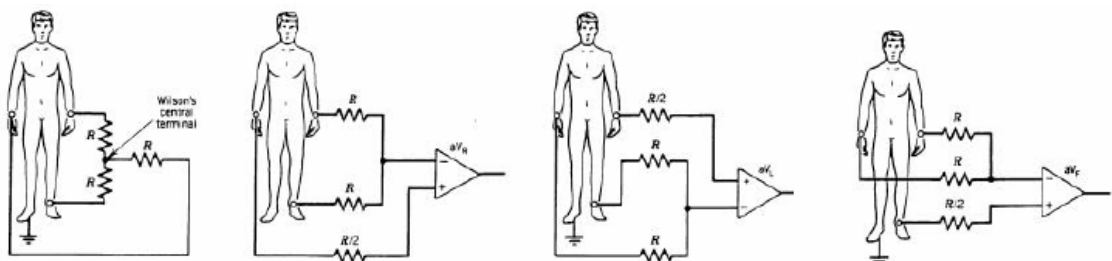


Fig. 2.28 – Esquemas de ligação para Derivação Aumentada. Modificado de [BUTTON]

2.4.4 Interferências no sinal Eletrocardiográfico

Como toda captação de potenciais, a do ECG também está sujeita a interferências, de diversas naturezas:

- Fontes Biológicas e artefatos:
 - o Potenciais da pele: A interface pele-gel-eletrodo pode estabelecer potenciais de meia célula que se superpõem aos sinais sendo captados. Estes podem ser reduzidos pela raspagem ou unção da pele. Potenciais CC podem ser eliminados por filtros.
 - o Artefatos de movimento: São produzidos pelo movimento entre pele-eletrodo, gerando ruído no traçado.
 - o Ruído Muscular: potenciais EMG podem ser captados juntamente com o ECG. Os potenciais EMG têm mesma amplitude dos ECG, porém com maior frequência. Podem ser retirados mediante uso de filtros, colocação adequada dos eletrodos e repouso do paciente.
- Fontes Ambientais:
 - o Interferência da Rede Elétrica: A rede elétrica de alimentação (60Hz no Brasil) pode gerar ruídos por acoplamento capacitivo e indução eletromagnética. É passível de redução via blindagem aterrada dos cabos das derivações e redução do laço de captação magnético, entre outros.

Capítulo 3

Telemetria

3.1 Origem da Telemetria

O marco inicial do desenvolvimento de sistemas de telemetria deu-se em 1863, quando James Maxwell demonstrou teoricamente a provável existência das ondas eletromagnéticas. Maxwell era professor de física experimental e, devido às suas teorias, muitos outros pesquisadores se interessaram pelo assunto. Heinrich Hertz foi um deles.

O princípio da propagação radiofônica foi apresentado por Hertz em 1887. Em 1890, Branly desenvolveu o coesor, que viria a ser muito utilizado como detector de ondas de rádio durante os primeiros anos da rádio-telegrafia. Até então, o rádio era exclusivamente "telegrafia sem fio", algo já bastante útil e inovador para a época, tanto que outros cientistas se dedicaram a melhorar seu funcionamento como tal.

Em 1897, Oliver Lodge inventou o circuito elétrico sintonizado, que possibilitava a mudança de sintonia selecionando a frequência desejada. Em 1906, Lee Forest desenvolveu a válvula triodo. O cientista alemão Von Lieben e o americano Armstrong empregaram o triodo para amplificar e produzir ondas eletromagnéticas de forma contínua.

O primeiro registro de um sistema de telemetria instalado foi em 1912, em Chicago, que utilizava linhas telefônicas para transmissão de dados obtidos na operação de um sistema de potência, enviando-os ao escritório central.

Em 1927, J. B. Johnson do Bell Labs determinou experimentalmente a potência do ruído devido à variação térmica nas resistências, efeito hoje conhecido como “ruído Johnson”, contribuindo para aumentar a relação sinal/ruído dos dados transmitidos por sistemas de telemetria. No dia 5 de setembro de 1931, dois pilotos realizaram o primeiro pouso por instrumentos no Aeroporto de College Park.

Em 1947, Bardeen e Brattain do Bell Labs desenvolvem o transistor, dispositivo de estado sólido que podia ser utilizado para fins como amplificação, oscilação e diversos outros, substituindo as válvulas termiônicas.

Em 1960, a NASA já utilizava a biotelemetria em astronautas nos vôos orbitais. Os dados coletados consistiam em batimentos cardíacos, temperatura corporal, consumo de oxigênio e concentração de carbono (CO₂). Esta aplicação contribuiu de forma significativa para o avanço desta técnica.

Desde então, a eletrônica tem avançado, miniaturizando e aumentando a capacidade dos circuitos integrados. A evolução da informática possibilitou gerações de computadores mais baratos e mais eficientes, beneficiando significativamente a área biomédica.

3.2 Estrutura básica de um sistema de telemetria

A Fig. 3.1 mostra a estrutura básica de um sistema de telemetria:

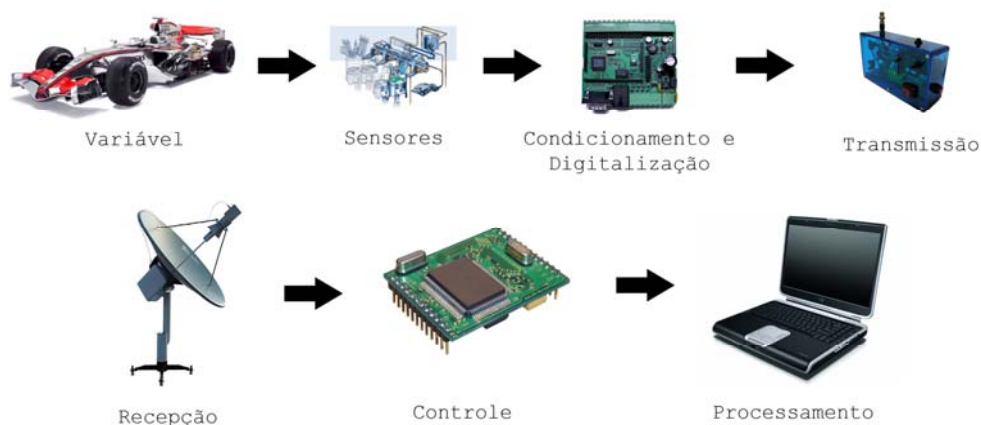


Fig. 3.1 – Estrutura básica de um sistema de telemetria

Cada bloco representa um sistema específico, que será descrito detalhadamente nas próximas seções.

3.2.1 Variável

A variável representa qualquer tipo de informação de interesse, que se deseja coletada e transmitida. Pode ser tanto uma informação de fluxo de combustível em um motor, pressão atmosférica em uma determinada altitude, um biopotencial, ou qualquer outro tipo de informação.

3.2.2 Sensores

O sensor é um dispositivo que converte grandezas entre dois sistemas. Ele deve ser capaz de detectar variações à sua volta (efetivamente, a variável de interesse), convertendo estas variações em sinais elétricos. Ao se trabalhar com sensores, é importante analisar os seguintes parâmetros:

- o Exatidão: o quanto a medição se aproxima do valor real
- o Resolução: representa a menor grandeza que o sensor pode determinar
- o Faixa de Operação: uma expressão da extensão total dos possíveis valores de medição.

3.2.3 Condicionamento

Os sinais captados pelos sensores geralmente possuem amplitudes baixas, e são contaminados por sinais interferentes. Assim sendo, necessitam de serem preparados para manipulação futura. O condicionamento envolve duas ações principais: Amplificação e filtragem.

3.2.3.1 Amplificação

A amplificação é o processo de elevação da magnitude do sinal, garantindo que ele esteja em valor adequado para as etapas de filtragem e digitalização.

3.2.3.2 Filtragem

O processo de filtragem elimina componentes espectrais indesejadas, sejam elas originadas de interferência, ou pertinentes ao sinal medido [LATHI].

- Filtro *Anti-Aliasing*: O processo de aliasing refere-se ao fenômeno de um componente de alta frequência assumir a identidade de um componente de baixa frequência (Fig. 3.2).

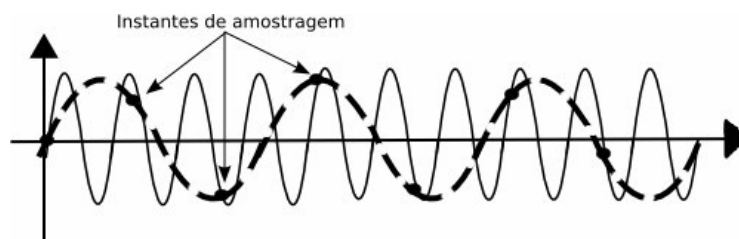


Fig. 3.2 – Aliasing de um sinal no domínio do tempo.

O aliasing distorce o espectro do sinal de tempo contínuo original. Para evitar este problema, o teorema de Nyquist define que a quantidade de amostras por unidade de tempo de um sinal deve ser maior que o dobro da maior frequência contida no sinal amostrado, de modo que esta possa ser reproduzida fielmente. A metade da frequência de amostragem é denominada Frequência de Nyquist e corresponde ao limite máximo de frequência do sinal reproduzido num processo de digitalização. Como não é possível garantir que o sinal coletado não contenha componentes acima deste limite, é necessário que a etapa de condicionamento filtre o sinal para eliminar as componentes de frequência superior à de Nyquist.

3.2.4 Digitalização

O processo de digitalização é responsável pela conversão do sinal analógico em valores digitais. É composto pelas seguintes fases: