

TESE
954

ESCOLA FEDERAL DE
ENGENHARIA DE ITAJUBA

EFEI

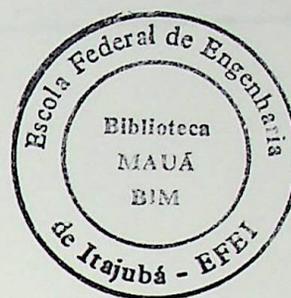
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**Instrumentação em Biomecânica
Implementação de um Sistema de
Análise do Movimento Humano
Assistido Por Microcomputador**

Autor - Paulo Turato Miorita/1997

ESCOLA FEDERAL DE ENGENHARIA DE ITAJUBÁ

EFEI



INSTRUMENTAÇÃO EM BIOMECÂNICA IMPLEMENTAÇÃO DE UM SISTEMA DE ANÁLISE DO MOVIMENTO HUMANO ASSISTIDO POR MICROCOMPUTADOR

Dissertação apresentada à Escola Federal de Engenharia de Itajubá como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica

Autor: Paulo Turato Miotta

Orientador: Prof. Luiz Edival de Souza (EFEI)

Co-Orientador: Prof. Gil Clemente (UFPE)

Itajubá, dezembro de 1997

CLASS. 796.012.4.681.2(04)3.2)
CITE R. M669i
TOMEQ. 954



FEI

INSTRUMENTAÇÃO EM BIOMECÂNICA
IMPLEMENTAÇÃO DE UM
SISTEMA DE ANÁLISE DO MOVIMENTO HUMANO
ASSISTIDO POR MICROCOMPUTADOR

Disciplina: Engenharia de Mecânica
de Laboratório de Injeção de Combustível
regulador para operação de gás de escape
em motores Diesel

Antônio Paulo Tundo Motta

Orientador: Prof. Luiz Edson de Souza (FEI)

Co-Orientador: Prof. Gil Cláudio (FEI)

Itajubá, dezembro de 1997

AGRADECIMENTOS

A Deus, por permitir a realização deste trabalho.

Aos Pais, Lino e Elvira de Faria, por permitirem pela realização desta tarefa, com todo apoio de amor, carinho e compreensão.

Ao Prof. Valério de Sá, por sua orientação, apoio e incentivo, e a Prof.ª Lúcia Helena pela ajuda.

Ao Prof.ª Conceição, por sua orientação, apoio e compreensão de todo o processo.

Ao Prof. Ricardo Fagundes, pela orientação e incentivo.

Aos amigos, Miguel, Vinícius, Rômulo, Sérgio e Felipe, por sua ajuda e compreensão de todo o processo.

Aos colegas de trabalho, especialmente a Mariana, por sua ajuda e compreensão de todo o processo.

Aos amigos, especialmente Lino, Vinícius, Rômulo, Sérgio e Felipe, por sua ajuda e compreensão de todo o processo.

Aos colegas de trabalho, especialmente a Mariana, por sua ajuda e compreensão de todo o processo.

Aos colegas de trabalho, especialmente a Mariana, por sua ajuda e compreensão de todo o processo.

A todos aqueles que contribuíram para a realização deste trabalho, especialmente a Mariana, por sua ajuda e compreensão de todo o processo.

Dedicatória

Dedico este trabalho:

- aos meus Pais pelo incentivo em todos os momentos de minha vida.
- à minha irmã Silvana por estar sempre ao meu lado.

AGRADECIMENTOS

À Deus pela oportunidade de realização deste trabalho.

Aos Profs. Luiz Edival de Souza, responsável pela orientação técnica deste trabalho, mas muito mais de isto, pelo incentivo e compreensão.

Ao Prof. Valberto da Silva Ferreira, orientador acadêmico, e a Prof.a. Lúcia Franco pela atenção.

Ao Prof. Gil Clemente pela importante participação, idéia e acompanhamento do trabalho.

Ao Prof. Nivaldo Parizotto pela colaboração e sugestões.

Aos meus amigos Miguel Martins, Ivan Sampaio e Edmar Monteiro pela valiosa ajuda prestada na execução, elaboração e finalização deste trabalho.

Ao Daniel Alves de Oliveira, Professor de Educação Física, por oferecer e acompanhar os testes do sistema em sua Academia de Musculação.

Aos atletas voluntários João Paulo, Juninho e Miguel, pelas horas dispensadas durante os testes da instrumentação.

Ao Diretor da empresa KLD Biosistemas E. E. Ltda., Pésio Deciccine, pelo apoio.

Aos funcionários da PPG, principalmente a Cristina, pela boa vontade demonstrada durante todo o tempo.

À todos aqueles que embora não tenham sido citados, colaboraram de alguma forma para a realização deste trabalho.

RESUMO

Este trabalho consiste no desenvolvimento de um sistema computadorizado para quantificações rápidas e precisas, de grandezas associadas a padrões do movimento humano, através de transdutores fixados nas articulações de interesse. O sistema baseia-se na aquisição de valores angulares medidos pelos transdutores, no processamento, no armazenamento e na apresentação das informações relativas ao movimento angular em formas de tabelas e gráficos. Através deste sistema, chamado "Sistema de Análise do Movimento Humano (SAMH)", mostra-se a viabilidade de uma instrumentação de baixo custo para auxílio de análises de performances e supervisão de programas de exercícios físicos.

O teste do sistema SAMH foi direcionado para a área de Educação Física, onde três pessoas foram submetidos a um protocolo experimental de exercícios de articulação do joelho. Os resultados obtidos são apresentados, juntamente com conclusões e perspectivas futuras para a utilização do sistema.

ABSTRACT

This work consists in the development of a computerized system for quick and exact quantification of values of the human movement. The system is based on the acquisition of angular values by sensors fixed in the articulations of interest., on the processing of these data, on the storage and on the presentation of the relative information of the angular movement in tables and graphics. Through this system named "SAMH - Sistema de Análise do Movimento Humano", the viability of an instrumentation of low cost is shown. This system supports the analyses of performance and provides a supervision of physical exercise programs.

SAMH was tested to be applied in the area of Fisic Education, where three persons were submitted to an experimental protocol articulation exercises of the knee. The obtained results are shown with conclusions and future perspectives of the utilization of the system.

SUMÁRIO

Dedicatória.....	ii
Agradecimentos.....	iii
Resumo.....	iv
Abstract.....	v
Sumário.....	vi

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1 - CONSIDERAÇÕES INICIAIS	9
1.2 - OBJETIVOS	9
1.3 - MOTIVAÇÃO.....	10
1.4 - ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO	10

CAPÍTULO 2 - FORMAS DE SOLICITAÇÕES MOTORAS

2.1 - INTRODUÇÃO	12
2.2 - FISIOLOGIA APLICADA AO ATO MOTOR.....	12
2.2.1 - Estrutura muscular e teoria do deslizamento	12
2.2.1.1 - Estrutura da célula muscular.....	13
a) Miofibrilas.....	15
b) Reticulo sarcoplásmico e túbulos T	15
c) Filamentos protéicos	16
2.2.1.2 - Teoria do deslizamento dos filamentos para a contração muscular	18
a) Repouso.....	22
b) Excitação - Junção.....	22
c) Contração	22
d) Restauração	22
e) Relaxamento.....	23
2.2.2 - Propriedades do músculo: tonicidade e contratibilidade + excitabilidade.....	23
2.2.3 - Energética	23
2.2.3.1 - Obtenção de energia	23
2.2.3.2 - Sistemas anaeróbico e aeróbico	24
2.2.3.3 - Tipos de fibras musculares.....	27
2.2.4 - Ação muscular: inervação + contração.....	27
2.2.5 - Sistema nervoso central e capacidade de movimentos	30
2.2.6 - Codificação de sensação.....	30
2.3 - FORMAS DE SOLICITAÇÕES MOTORAS MAIS RELEVANTES	32
2.3.1 - Resistência muscular	32
a) Local aeróbica dinâmica	34
b) Local aeróbica estática.....	34
c) Local anaeróbica dinâmica.....	34
d) Local anaeróbica estática	35
e) Geral aeróbica	35
2.3.2 - Força	35
2.3.3 - Velocidade.....	37
2.3.4 - Flexibilidade.....	38
2.3.5 - Capacidade coordenativa.....	39
2.4 - CONSIDERAÇÕES.....	41

CAPÍTULO 3 - IDÉIAS BÁSICAS DE MOVIMENTO DE ROTAÇÃO

3.1 - INTRODUÇÃO	42
3.2 - PLANOS DE MOVIMENTO	42
3.3 - O APARELHO LOCOMOTOR	43
3.3.1 - Ossos.....	43
3.3.2 - Articulações.....	44
3.3.3 - Músculos e estruturas associadas	46
3.4 - MOVIMENTO DE ROTAÇÃO	48
3.4.1 - Tipos de contrações	48
3.4.2 - Trabalho muscular.....	48
3.4.3 - Variáveis físicas relacionadas à rotação	48
a) Deslocamento angular - (θ)	49
b) Velocidade angular - (ω)	49
c) Aceleração angular - (α)	49
d) Massa - (m)	49
e) Trabalho - (τ)	50
f) Potência - (P)	50
g) Peso - (p)	50
h) Momento de inércia - (I).....	51
i) Momento angular - (M).....	51
j) Torque - (T)	51
3.5 - MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO	52
3.5.1 - Articulação do joelho.....	52
3.5.2 - Músculos envolvidos.....	53
3.6 - CONSIDERAÇÕES	55

CAPÍTULO 4 - IMPLEMENTAÇÃO DO SAMH

4.1 - INTRODUÇÃO	56
4.2 - FUNCIONAMENTO DO SAMH	57
4.3 - CONFIGURAÇÃO DO SAMH	57
4.4 - HARDWARE	60
4.4.1 - Microcomputador	60
4.4.2 - Placa de aquisição de dados	61
4.4.3 - Transdutores.....	62
4.4.3.1 - Transdutor baseado em resistência ôhmica.....	62
4.4.3.2 - Transdutor baseado em luz infravermelha.....	63
4.4.4 - Conexão dos elementos do sistema SAMH.....	65
4.5 - SOFTWARE	65
4.5.1 - Linguagem Clipper.....	66
4.5.2 - Linguagem C.....	68
4.5.3 - Interface entre o Clipper e C.....	71
4.5.4 - Rotinas do software do sistema	74
4.5.5 - Definição do banco de dados.....	76
4.6 - CONSIDERAÇÕES	78

CAPÍTULO 5 - TESTE DA INSTRUMENTAÇÃO

5.1 - INTRODUÇÃO	80
5.2 - PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	80
5.2.2 - Elementos utilizados.....	80
a) Ambiente e material	80
b) Seleção dos indivíduos.....	81
c) Transdutores.....	81
5.2.3 - Metodologia aplicada.....	82
a) Tipo e duração do exercício	82
b) Fases de dor.....	82
5.3 - GRANDEZAS MEDIDAS E DERIVADAS.....	83
a) θ med - valor de amplitude média	85
b) Amp - valor de amplitude.....	85
c) Número de exercícios.....	85
d) ω (conc) - velocidade concêntrica.....	85
e) ω (excen) - velocidade excêntrica	85
f) α (conc) - aceleração concêntrica.....	86
g) α (excen) - aceleração excêntrica	86
h) s - desvio padrão das grandezas medidas	86
5.4 - RESULTADOS.....	86
5.4.1 - Tabelas	87
5.4.1.1 - Tabela de valores médios totais.....	87
5.4.1.2 - Tabela em relação as fases de dor.....	89
5.4.2 - Gráficos.....	93
5.4.3 - Histogramas	102
5.5 - CONSIDERAÇÕES.....	108

CAPÍTULO 6 - PERSPECTIVAS FUTURAS

6.1 - CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	110
6.2 - FUTURAS IMPLEMENTAÇÕES.....	110
a) Ambiente Windows	111
b) Fixação dos Transdutores.....	111
c) Telemetria	111
d) Mensagens auditivas.....	111

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	112
--	------------

CAPÍTULO 1 - APRESENTAÇÃO

1.1 - CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Nos dias de hoje, a utilização de microcomputadores, nas mais diversas áreas, é cada vez mais abrangente. Surgem no mercado a cada ano, novos fabricantes, grandes novidades e grandes evoluções. Não só novas versões de microcomputadores aparecem, mas também outros dispositivos utilizados na interface com o mundo externo, tais como, placas de aquisição de dados, controladores programáveis e outros. No caso de desenvolvimento de programas para computadores, as facilidades para os programadores estão cada vez maiores. Compiladores com bibliotecas de objetos prontas, economizam tempo e esforço na hora da programação. As ferramentas existentes no mercado, tanto os dispositivos eletrônicos (*hardware*), quanto os programas de computadores (*software*), são cada vez mais eficientes, levando a uma economia de tempo e consequentemente de custo.

O sistema desenvolvido neste trabalho, chamado de Sistema de Análise, Simulação de Treinamento do Movimento Humano (SAMH), utiliza um microcomputador e recursos de *hardware* e *software* disponíveis no mercado, procurando uma estrutura modular para que possa acompanhar os avanços tecnológicos. As áreas de aplicação do SAMH estão relacionadas com as atividades motoras, entre elas, Educação Física, Fisioterapia, Ortopedia. A área escolhida para realizar os testes com o SAMH foi a Educação Física por apresentar condições apropriadas para o teste e utilização da instrumentação.

1.2 - OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho consiste no desenvolvimento de um sistema computadorizado para quantificações rápidas e precisas, das medidas angulares das articulações de interesse do corpo humano, através de transdutores. Deseja-se com este sistema mostrar a viabilidade de uma

instrumentação de baixo custo para auxílio de análise de desempenho e supervisão de programas de exercícios físicos.

1.3 - MOTIVAÇÃO

Equipamentos desenvolvidos para aplicação de análises do movimento humano, seja em Biomecânica ou em Fisioterapia, especificamente Mecanoterapia, apresentam interfaces homem-máquina bastante poderosas e avançadas, é o caso por exemplo da Cybex. Isso pôde ser constatado no III Congresso Mundial de Fisioterapia realizado em julho de 1995 na cidade de Washington - USA. Porém, esses equipamentos possuem além de um alto custo, o que inviabiliza seu uso em clínicas particulares, uma flexibilidade reduzida em relação ao uso de um equipamento microcomputadorizado, ou seja, são projetados para serem utilizados apenas como equipamentos de Mecanoterapia, não sendo possível sua utilização também como um microcomputador de uso comercial.

Portanto, o desenvolvimento do SAMH baseou-se na utilização de um microcomputador padrão IBM-PC, capaz de funcionar também como um equipamento de Biomecânica para análise e supervisão de movimentos humanos. Com essa filosofia conseguiu-se reduzir o custo e proporcionar a sua utilização em clínicas de reabilitação ou academias esportivas.

1.4 - ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

O trabalho de dissertação é apresentado em seis capítulos conforme descrição abaixo.

O Capítulo 2 apresenta as definições básicas de fisiologia humana e formas de solicitações motoras mais relevantes para o treinamento desportivo. O objetivo é oferecer ao leitor uma visão geral desses conceitos onde a instrumentação pode ser aplicada.

O Capítulo 3 apresenta as definições básicas sobre movimentos de rotação: os planos de movimento, o aparelho locomotor humano, variáveis relacionadas com o movimento angular e o movimento de extensão de joelho. Sendo este último utilizado nos testes do SAMH.

O Capítulo 4 mostra a implementação do SAMH. A estrutura de *hardware* e *software*, bem como as conexões externas com os transdutores, são discutidas.

O Capítulo 5 aborda o teste do SAMH através de um protocolo experimental. A metodologia utilizada no teste e os resultados são apresentados.

Para finalizar, o Capítulo 6 apresenta as perspectivas futuras para aplicação do SAMH e as futuras implementações de *software* e *hardware* para a melhoria e atualização do sistema.

CAPÍTULO 2 - FORMAS DE SOLICITAÇÕES MOTORAS

2.1 - INTRODUÇÃO

Devido ao objetivo deste trabalho e a aplicação do SAMH em análises e supervisão do movimento humano é importante definir os conceitos relacionados com as solicitações motoras exigidas na realização dos movimentos. As formas de solicitações motoras mais relevantes em treinamento desportivo são classificadas em: resistência muscular, força muscular, velocidade, flexibilidade e a capacidade coordenativa para realização de uma determinada atividade esportiva ou física. Como as solicitações motoras dependem diretamente de características fisiológicas do organismo humano são apresentados conceitos de fisiologia humana relacionados com o ato motor.

2.2 - FISIOLOGIA APLICADA AO ATO MOTOR

São definidos a seguir os conceitos básicos de fisiologia aplicada ao ato motor: estrutura muscular, teoria do deslizamento para contração muscular, propriedades do músculo, energética, ação muscular, o sistema nervoso central e capacidade de movimento e a codificação de sensação.

2.2.1 - Estrutura muscular e teoria do deslizamento

Para poder entender o processo de contração muscular, primeiramente deve-se conhecer a estrutura da célula muscular e seus componentes. Em seguida, entender a teoria do deslizamento, que é descrita através de várias etapas e que ilustra o processo da contração muscular [12].

2.2.1.1 - Estrutura da célula muscular

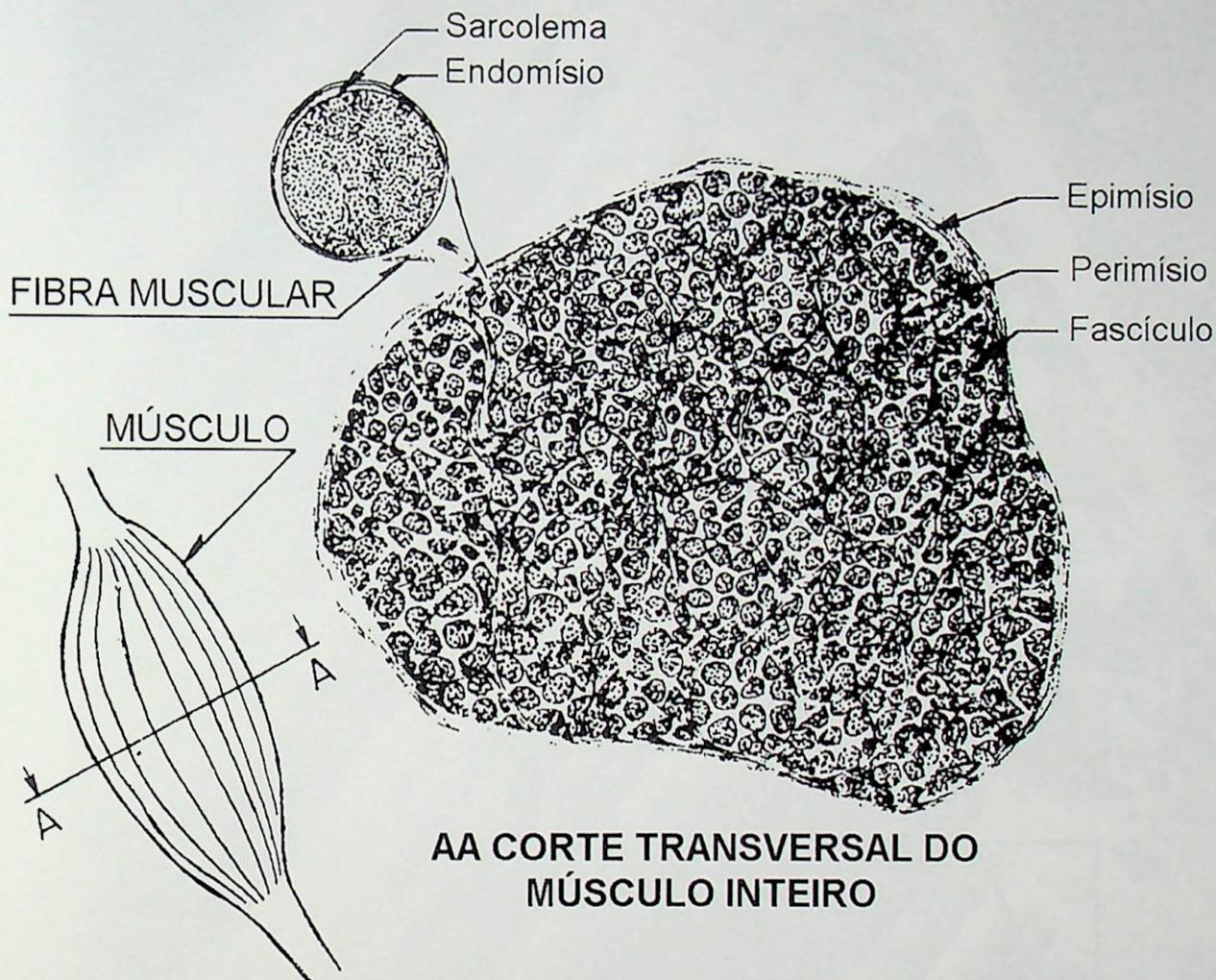


Fig. 2.1 - Formação do músculo esquelético

Através da Figura 2.1 pode-se observar a localização da célula muscular, também chamada de fibra muscular. O epimísio é o tecido conjuntivo que envolve todo o músculo. As células musculares se agrupam formando vários feixes ou fascículos, sendo estes envolvidos por outro tecido conjuntivo denominado perimísio. Por sua vez, a célula muscular também é envolvida por um tecido conjuntivo, o endomísio, que prende a sua membrana celular, o sarcolema.

No interior da célula muscular existe um protoplasma especializado denominado sarcoplasma. Os componentes subcelulares, como núcleos e mitocôndrias, ficam suspensos nesse fluido

avermelhado e viscoso. O sarcoplasma também contém mioglobina, gordura, glicogênio, fosfo-creatina, ATP e centenas de filamentos protéicos enroscados denominados miofibrilas. É dentro das miofibrilas que se localiza a unidade contrátil.

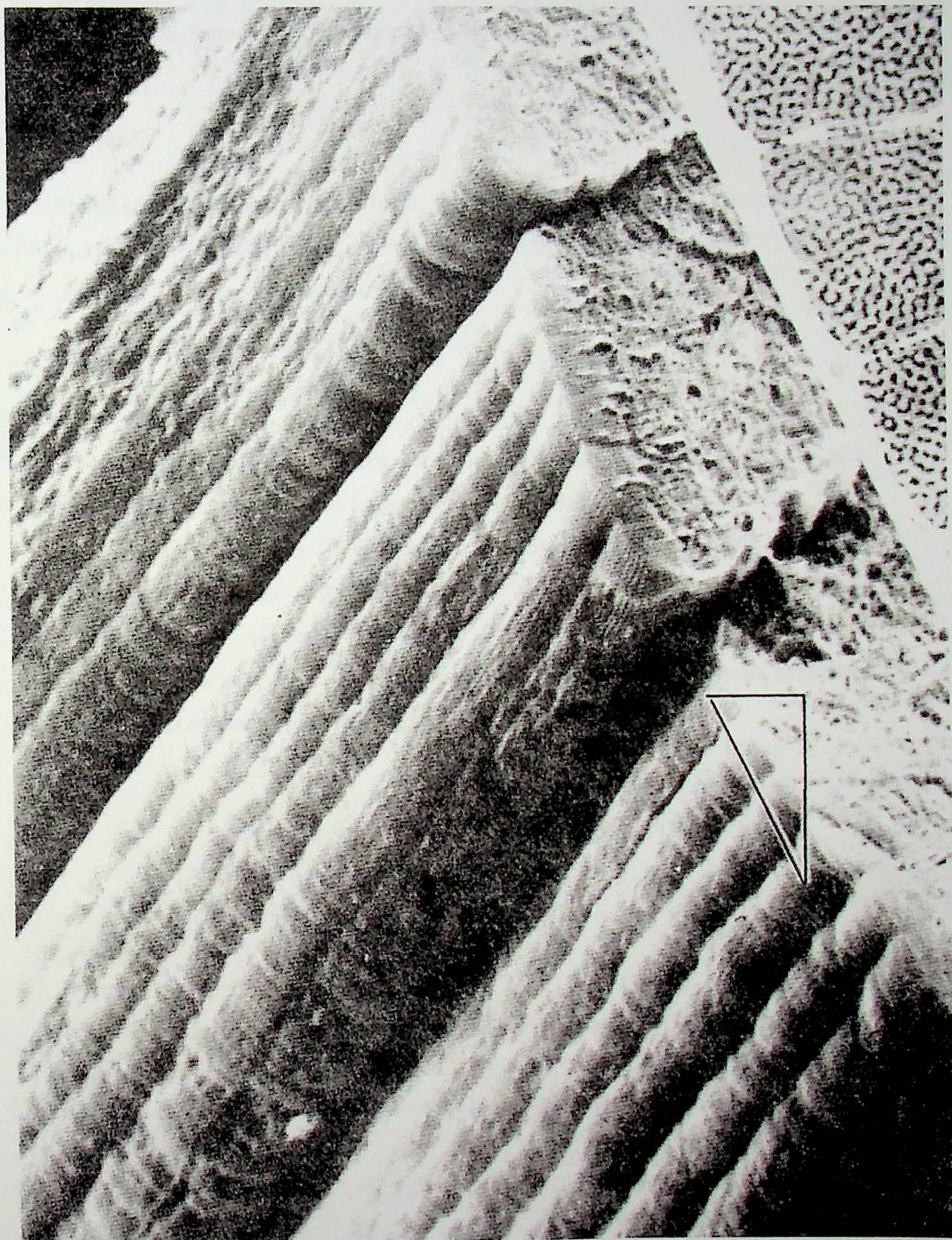


Fig. 2.2 - A célula muscular e as miofibrilas

A Figura 2.2 ilustra três fibras ou células musculares, as miofibrilas individuais que formam as fibras, e no canto superior direito é apresentado uma micrografia óptica do mesmo tecido, em corte transversal.

A estrutura da célula muscular é composta por:

a) Miofibrilas

As miofibrilas são constituídas de áreas claras denominadas faixas I, e áreas escuras denominadas, faixas A. No meio de cada faixa I, existe uma linha escura denominada linha Z (Fig. 2.4). As faixas são formadas por filamentos protéicos

b) Retículo sarcoplásmico e túbulos T

Em torno das miofibrilas existe um sistema reticular de túbulos e vesículas denominado retículo sarcoplasmático (Fig. 2.3). Os túbulos longitudinais estão paralelamente as miofibrilas. Esses túbulos terminam, em ambas extremidades, dentro de vesículas ou cisternas denominadas vesículas externas. Essas vesículas possuem um padrão reticular e são separadas daquelas de outro padrão por um grupo denominado túbulos transversos ou túbulos T. Esses túbulos, apesar de estarem funcionalmente associados ao retículo sarcoplasmático, estão anatomicamente separados dele. São prolongamentos da membrana celular (sarcolema).

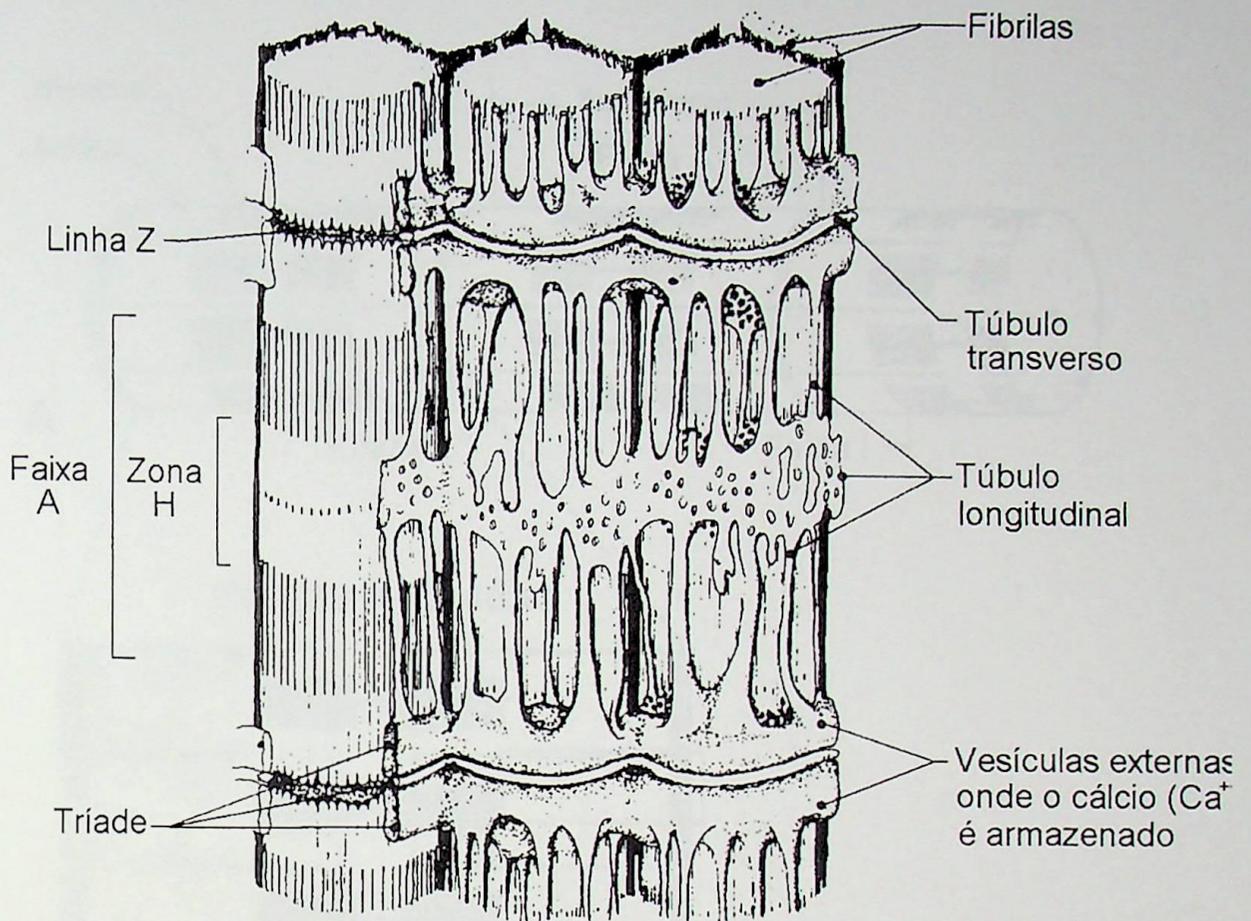


Fig. 2.3 - O retículo sarcoplasmático

c) Filamentos protéicos

A faixa I é formada inteiramente pelos filamentos mais finos de actina., enquanto a faixa A é formada principalmente pelos filamentos mais espessos de miosina, mas também contém uma pequena quantidade de actina. A zona H é devida à ausência de filamentos de actina (Fig. 2.4). As linhas Z, aderem ao sarcolema (túbulo T), dando maior estabilidade ao conjunto e, mantém em alinhamento os filamentos de actina. Elas podem desempenhar um papel importante na transmissão dos impulsos nervosos do sarcolema para as miofibrilas.

O filamento de actina é também chamado como filamento fino. A proteína actina consiste de moléculas globulares (esferoidais) unidas para formarem dupla hélice. O filamento fino contém outras duas importantes proteínas, a tropomiosina e a tropomina. Os filamentos de miosina (filamento espesso) possuem minúsculas projeções protéicas que se estendem na direção dos filamentos de actina, denominadas pontes cruzadas, podendo ser observadas na Figura 2.4.

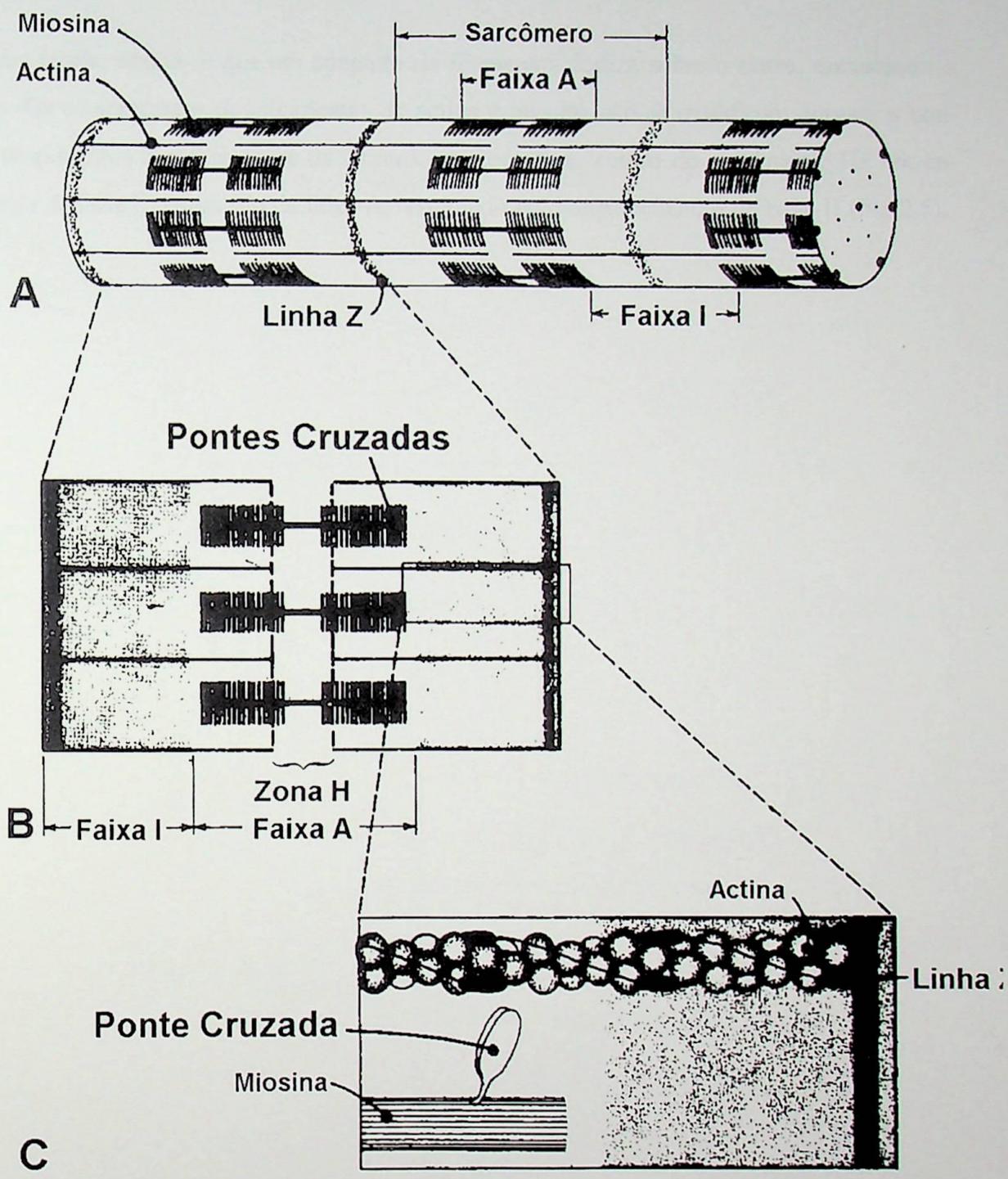
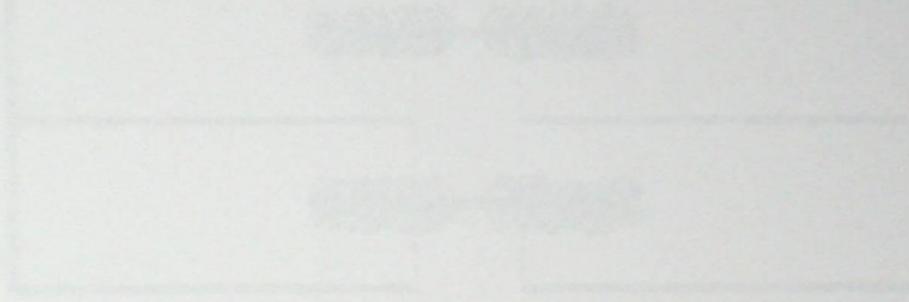


Fig. 2.4 - Estrutura das miofibrilas

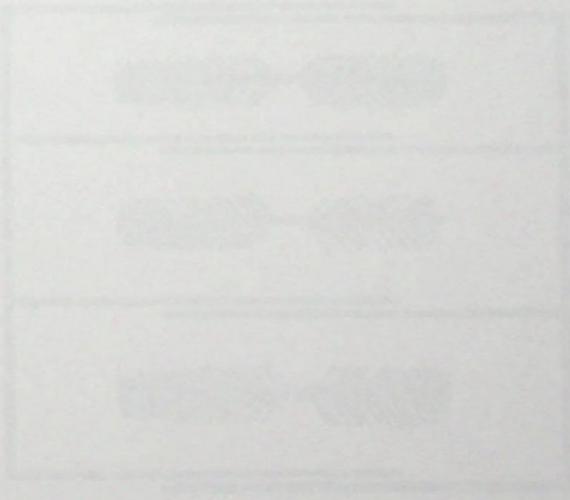
2.2.1.2 - Teoria do deslizamento dos filamentos para a contração muscular

Essa teoria, admite-se que um conjunto de filamentos desliza sobre o outro, encurtando o músculo. Os comprimentos dos filamentos de actina e miosina não se modificam durante a contração, os primeiros deslizam sobre os últimos em direção ao centro do sarcômero. Há um encurtamento da faixa I, porém não da faixa A, resultando no desaparecimento da zona H (Fig 2.5).

REPOUSO



CONTRAÍDO



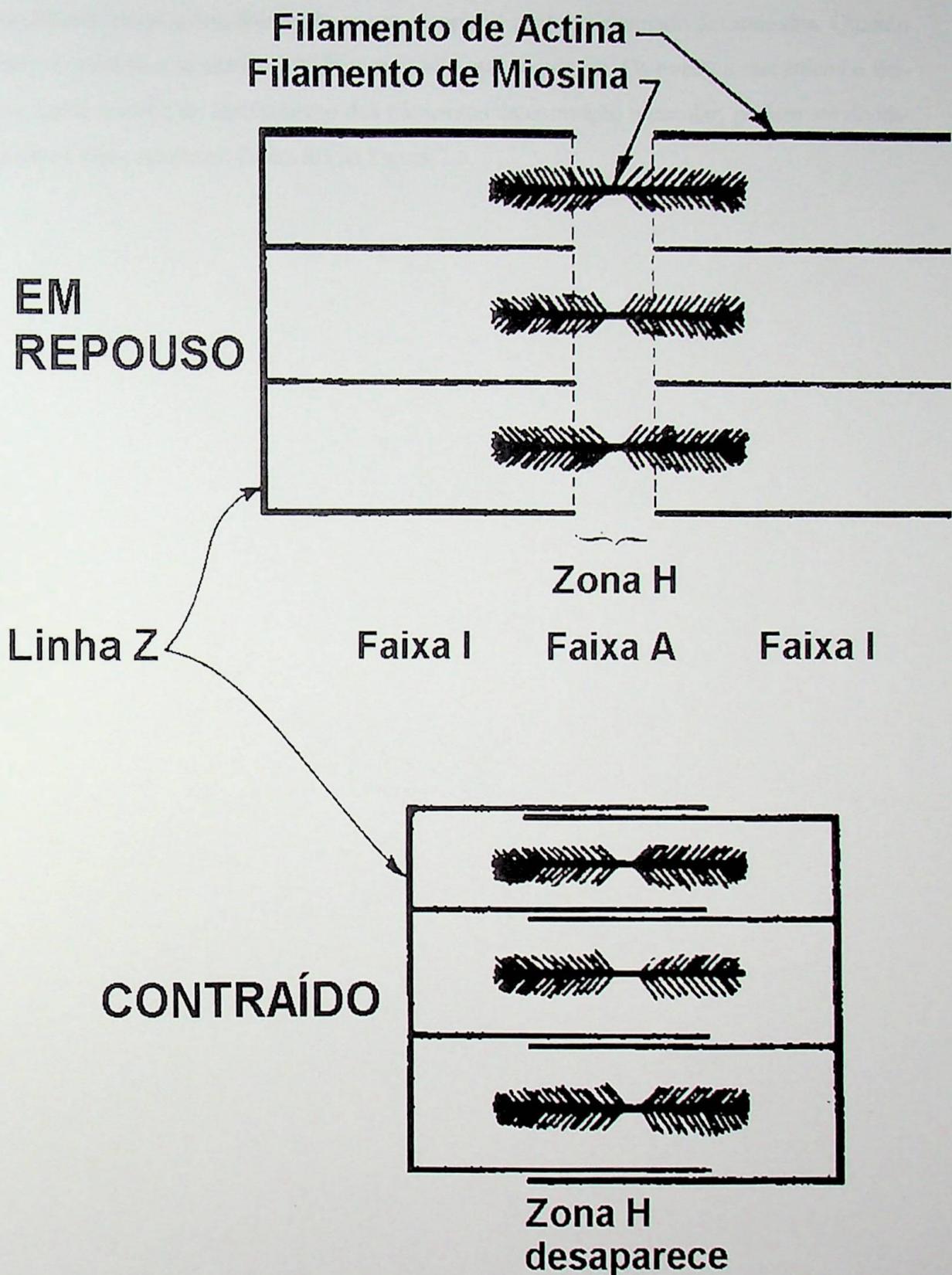


Fig. 2.5 - Teoria do deslizamento dos filamentos

O modo como esse processo se realiza, não está completamente definido, porém, admite-se que as pontes cruzadas de miosina formam um tipo de ligação química, com locais selecionados,

sobre os filamentos de actina, formando-se um complexo protéico chamado actomiosina. Quando se extrai actomiosina e se adiciona ATP ao músculo este se contrai. Os eventos mecânicos e fisiológicos, sobre a teoria do deslizamento dos filamentos da contração muscular, podem ser divididos em cinco fases, conforme ilustrados na Figura 2.6.

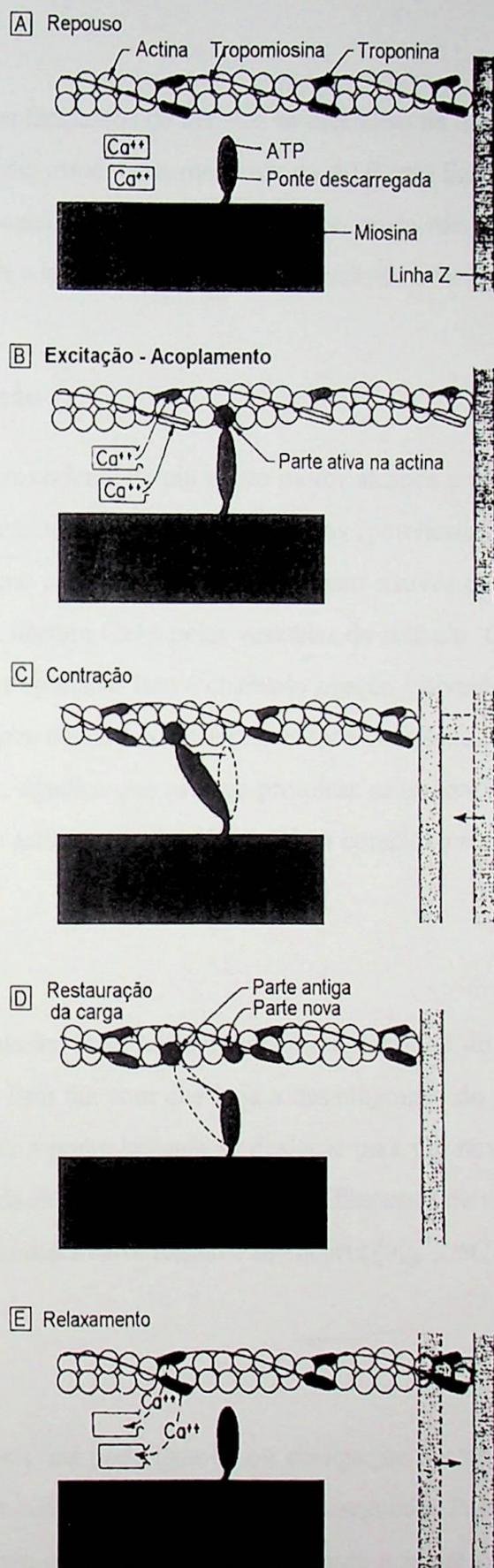


Figura 2.6 - Etapas propostas para a teoria do deslizamento

a) Repouso

As pontes cruzadas dos filamentos de miosina se estendem na direção dos filamentos de actina, porém não interagem com estes. Uma molécula de ATP está ligada à extremidade da ponte cruzada. Em repouso é chamado complexo ATP-ponte cruzada não carregado. Na ausência de Ca^{++} livre, a tropomina inibe a ligação entre a ponte cruzada de miosina e a actina (Fig.2.6A).

b) Excitação - Junção

Quando um impulso proveniente de um nervo motor alcança a placa motora, ocorre liberação de acetilcolina, a qual estimula a geração de impulsos (potenciais de ação) no sarcolema da fibra muscular. Admite-se que estes impulsos se propagam através da fibra por intermédio dos túbulos T. Em seu caminho, liberam Ca^{++} pelas vesículas do retículo. O Ca^{++} é captado imediatamente pelas moléculas de tropomina. Isso é chamado ligação (ativação) dos locais ativos sobre o filamento de actina. E ocorre também o carregamento do complexo ATP-ponte cruzada. Esses dois processos acontecendo, significa que as duas proteínas se atraem mutuamente, ou seja, há a acoplagem físico-química da actina e miosina, formando o complexo actomiosina (Fig. 2.6B).

c) Contração

A formação de actomiosina ativa um componente enzimático do filamento de miosina denominado miosina ATPase. Esta faz com que haja a desintegração do ATP ($\text{ADP} + \text{P}_i$) liberando energia. Essa energia permite a ponte cruzada se deslocar para um novo ângulo. O filamento de actina, a qual a ponte cruzada esta presa, desliza sobre o filamento de miosina na direção do centro do sarcômero. O músculo desenvolve tensão e se encurta (Fig. 2.6C).

d) Restauração

Uma única ponte de miosina pode ligar-se ou desligar-se das áreas ativas no filamento de actina centenas de vezes na contração muscular em um segundo. Para que isso ocorra a ponte cruzada terá que restaurar sua carga. Isso acontece quando a ponte cruzada é recarregada com uma nova molécula de ATP (ressintetizada), destruindo a antiga ligação (Fig. 2.6D).

e) Relaxamento

Quando ocorre uma interrupção dos impulsos sobre o nervo motor, o Ca^{++} se separa da tropomina e é bombeado ativamente (bomba de cálcio) para ser rearmazenado nas vesículas externas. A remoção de Ca^{++} desliga (desativação) os locais ativados do filamento de actina e os complexos ATP-ponte cruzada são descarregados. Ocorre a desacoplagem físico-química da actina e miosina (actomiosina), desativando a atividade ATPase, cessando a desintegração de ATP. Os filamentos musculares retornam as suas posições originais, e o músculo se relaxa (Fig. 2.6E).

2.2.2 - Propriedades do músculo: tonicidade e contratibilidade + excitabilidade

A tonicidade de um músculo é definida como sendo uma característica de rigidez e resistência ao estiramento nos músculos relaxados e em repouso. Possui dois componentes: ativo e passivo. O componente ativo é devido a contração parcial dos músculos, através da atividade do SNC. O componente passivo é devido a elasticidade natural e ao turgor dos tecidos musculares e conjuntivos, que independem da inervação.

A excitação de um músculo, que leva ao início de sua contração, ocorre a partir de potenciais de ação. Esses potenciais geram correntes elétricas que circulam para o interior da fibra, provocando liberação dos íons de cálcio do retículo sarcoplasmático. Esses íons são os responsáveis pelos processos químicos da contração muscular. Todo esse processo é chamado de acoplamento excitação-contração [7].

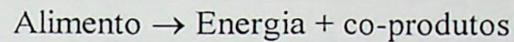
2.2.3 - Energética

Nesse item define-se como obtém-se energia necessária para realizar o ato motor. Os dois sistemas responsáveis por isso: o anaeróbico e o aeróbico. E também os tipos de fibras musculares, suas características em relação aos sistemas de obtenção de energia [8].

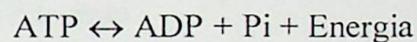
2.2.3.1 - Obtenção de energia

Quando executamos um movimento, estamos desenvolvendo um trabalho muscular, consequentemente para isso acontecer necessitamos de energia. Essa energia, vem através da desintegração dos alimentos, porém ela não é utilizada diretamente para realizar trabalho. Essa energia é

utilizada para fabricação de um composto químico, chamado adenosina trifosfato (ATP), que é armazenado nas células musculares. Com a energia liberada pela desintegração de ATP as células conseguem realizar trabalho.



O ATP é formado por um componente denominado adenosina e outros três denominados grupos fosfatos. Quando uma ligação de fosfato é quebrada ocorre a liberação de energia e a formação de adenosina difosfato (ADP) mais fosfato inorgânico (Pi). Essa energia pode ser utilizada imediatamente pela célula para realizar trabalho.



O ATP armazena ou conserva energia química produzida pela degradação das moléculas de combustão e pode transferir essa energia a *processos* celulares que necessitem de energia. Para a realização de movimento muscular, esse processo seria o de contração muscular. Sem o sistema ATP-ADP nenhuma célula pode funcionar ou sobreviver.

2.2.3.2 - Sistemas anaeróbico e aeróbico

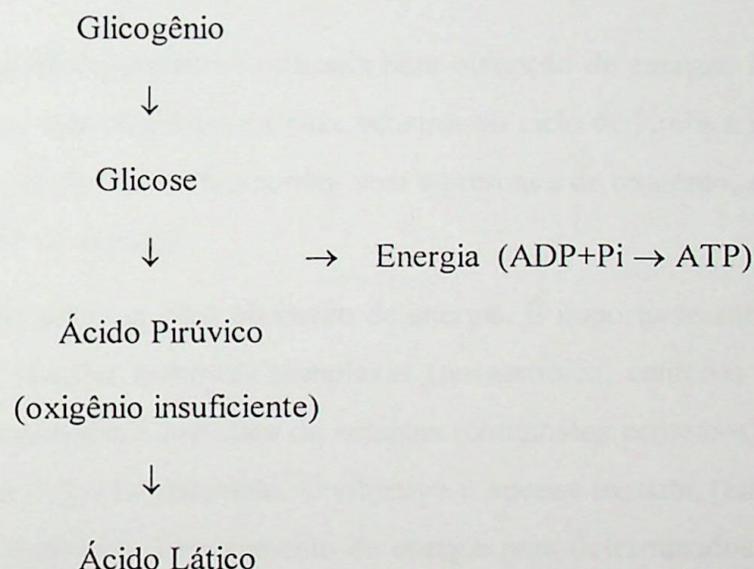
Para a célula dispor de ATP é necessário energia. Essa energia é obtida, como mencionado anteriormente, pela desintegração dos alimentos e também através de três sistemas:

- ATP-PC ou do fosfogênio;
- glicólise anaeróbica ou do ácido láctico;
- aeróbico.

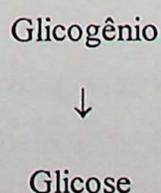
O sistema do fosfogênio consiste na fosfocreatina (PC), formada pela creatina (C) mais um agrupamento de fosfato (P). Quando esse grupamento é quebrado ocorre liberação de energia, utilizada para produção de ATP, restando creatina (C) mais fosfato inorgânico (Pi).

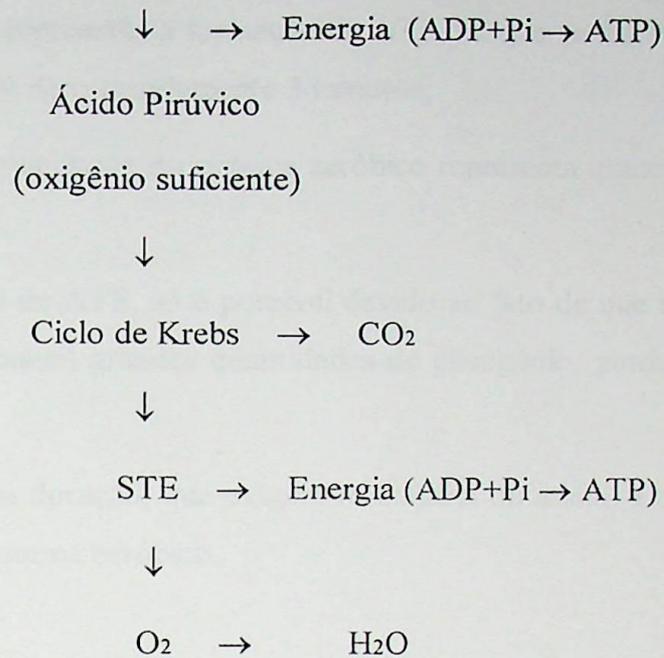


Para a PC ser formada novamente é necessário energia, que por sua vez, é obtida através da desintegração de ATP. Isso acontece na recuperação após o exercício, sendo a fonte primária de energia para formação de ATP, a desintegração dos alimentos. A glicólise anaeróbica consiste na desintegração dos carboidratos (açúcar), que são transformados em glicose (açúcar simples). São utilizados dessa forma ou armazenados nos músculos e fígado como glicogênio. O ácido láctico é um co-produto da glicólise anaeróbica, e quando se acumula nos músculos e sangue em altos níveis produz a chamada *fadiga muscular*.



No sistema aeróbico, as primeiras reações que ocorrem são semelhantes a glicólise anaeróbica. A diferença ocorre quando existe um suprimento de oxigênio, não havendo o acúmulo de ácido láctico. A obtenção de energia através do sistema aeróbico envolve centenas de reações, sendo as principais: glicólise anaeróbica, ciclo de Krebs e sistema de transporte de elétrons (STE).





Além do glicogênio, a gordura também é utilizada para obtenção de energia. Ela é desintegrada através de várias reações, que preparam-na para penetrar no ciclo de Krebs e no STE. Portanto, o sistema ATP-PC e do ácido láctico, funcionam sem a presença de oxigênio, e compõem o sistema anaeróbico de obtenção de energia.

Esses são basicamente os sistemas para obtenção de energia. É importante salientar que esses sistemas requerem várias reações químicas complexas (no aeróbico, centenas delas), onde, para cada reação também é necessária a presença de enzimas (compostos protéicos). Esses sistemas foram definidos de forma bastante resumida. O objetivo é apenas mostrar (em itens subsequentes) de que maneira eles atuam no fornecimento de energia para determinados movimentos, aplicados em atividades esportivas específicas. Algumas conclusões em relação aos sistemas aeróbico e anaeróbico:

- no sistema do fosfogênio, a quantidade dessa substância encontrada nos músculos, representa pouca energia a ser utilizada nos exercícios, pois esses depósitos se esgotam em aproximadamente 10 segundos de exercícios de intensidade máxima;
- sem o sistema do fosfogênio, exercícios rápidos e vigorosos não poderiam ser executados;
- na glicólise anaeróbica, consegue-se ressintetizar um número maior de moles de ATP em comparação ao fosfogênio, porém, durante um exercício intenso, ocorre o acúmulo de ácido láctico e, conseqüentemente, a fadiga muscular;

- o sistema anaeróbico, representa a formação de ATP, no que se diz respeito à exercícios num ritmo máximo, até aproximadamente 3 minutos;
- a quantidade de ATP resultante do sistema aeróbico representa quase 50 vezes mais que no sistema anaeróbico;
- essa maior quantidade de ATP, só é possível devido ao fato de que a fadiga muscular é evitada, estando disponível grandes quantidades de glicogênio, gordura e oxigênio para os músculos;
- em exercícios de longa duração, que exigem resistência do atleta, a energia é produzida essencialmente pelo sistema aeróbico.

2.2.3.3 - Tipos de fibras musculares

O músculo esquelético é formado por milhares de fibras contráteis. Elas são inervadas por fibras nervosas (nervo motor). Uma fibra nervosa pode inervar de 1 à 150 (ou até mais) fibras musculares. As fibras musculares inervadas pelo mesmo nervo motor se contraem e relaxam ao mesmo tempo, denominando-se unidade motora. As fibras musculares podem atuar tanto sob condições aeróbicas como anaeróbicas. Porém, existem tipos de fibras que trabalham melhor aerobicamente e outras anaerobicamente.

Em seres humanos as fibras que respondem a trabalhos aeróbicos são as do Tipo I - vermelhas, tônicas, de contração lenta (CL). Para trabalharem anaerobicamente são as do Tipo II - brancas, fásicas, de contração rápida (CR). Nos músculos existem uma mistura desses dois tipos de fibras, porém, existem músculos predominantemente CR ou CL. Além disso, nos atletas que participam de atividades de resistência, predominam as CL, enquanto que, nos atletas que participam de atividades de força e rapidez, predominam as CR. Um treinamento específico, pode condicionar o atleta em relação à predominância de tipos de fibras.

2.2.4 - Ação muscular: inervação + contração

Os nervos (responsáveis pela inervação de um músculo) contém fibras motoras (eferentes) e sensitivas (aferentes), e penetram no músculo juntamente com vasos sanguíneos. Os nervos motores, quando estimulados, induzem o músculo a se contrair. Tem sua origem no SNC (medula espinhal e cérebro). Os nervos sensitivos conduzem informações de dor e orientação so-

bre as áreas corporais, dos órgãos sensoriais musculares ao SNC. Na Figura 2.7 tem-se um exemplo básico ilustrando as atividades dos nervos aferentes e eferentes. Quando os nossos dedos tocam a chama de uma vela os receptores de dor enviam informações através do nervo sensorial até a medula espinhal que, por sua vez, transmite informações ao nervo motor para que a mão seja afastada da região onde encontra-se a vela

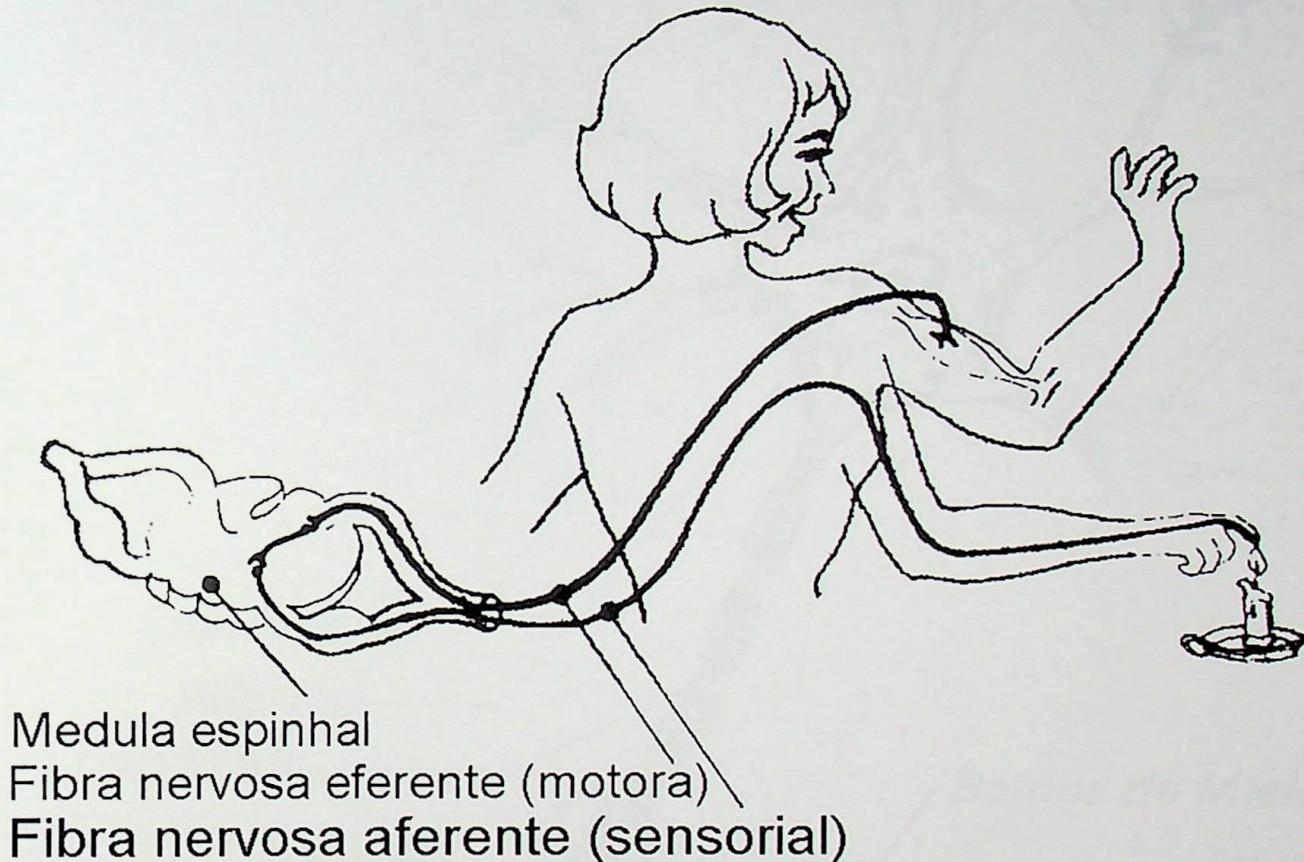


Fig. 2.7 - Exemplo básico de funcionamento dos nervos sensoriais e motores

Uma célula nervosa (neurônio) é formada do axônio (longa fibra que conduz os impulsos nervosos), soma ou corpo da célula (onde está localizado o núcleo) e os dendritos (pequenas projeções do corpo da célula que recebem informações de outros neurônios). O ponto onde um nervo motor termina sobre uma fibra muscular é chamado junção mioneural ou neuromuscular ou placa motora terminal (Fig. 2.8).



Fig. 2.8 - Célula nervosa e a junção neuromuscular

Uma fibra nervosa motora (nervo motor) pode inervar uma ou mais fibras musculares. Todas as fibras musculares inervadas pelo mesmo nervo motor se contraem e relaxam ao mesmo tempo, funcionando como uma unidade, conhecida como unidade motora. O músculo pode exercer forças com intensidades gradativas variando o número de unidades motoras que se contraem num determinado movimento (somação de múltiplas unidades motoras) ou variando a frequência de contração de cada unidade motora (somação por ondas) [8].

2.2.5 - Sistema nervoso central e capacidade de movimentos

É o sistema nervoso central (SNC), responsável pela coordenação e capacidade dos movimentos. As informações emitidas dos órgãos sensoriais chegam ao SNC, que processa e manipula essas informações, gerando um *signal* de contração muscular. Essas respostas motoras, emitidas dos órgãos sensoriais, são fundamentais para a execução de movimentos e desenvolvimento de capacidades motoras [17].

No cérebro existem elementos responsáveis por funções motoras, que coordenam as seqüências de contração. O córtex cerebral e o cerebelo são centros empregados e responsáveis pelo aprendizado de novas habilidades motoras e padrões de movimentos. Estímulos elétricos nesses centros desencadeiam movimentos motores. Também no cérebro, existe o que é chamado de área pré-motora. É responsável pelo aprendizado de habilidades motoras especializadas. Possui várias conexões subcorticais, entre elas: tálamo, corpo estriado, mesencéfalo, cerebelo, núcleos vestibulares.

Outra importante área no cérebro relacionada com movimento é a área sensorial. Ela é responsável pela *memorização* de um padrão de movimento, quando este é praticado um número suficiente de vezes. Esses padrões motores memorizados são chamados de engramas. Um engrama é um traço permanente deixado por um estímulo no protoplasma tecidual, ou seja, é uma modificação na configuração protoplasmática de certas células no setor sensorial do cérebro [8].

2.2.6 - Codificação de sensação

Como mencionado anteriormente, um músculo é inervado por fibras nervosas. Essas fibras podem ser classificadas como fibras motoras (eferentes - responsáveis pela contração muscular) e

fibras sensitivas (aférentes). As fibras sensitivas (sensoriais), trazem informação sobre dor e orientação, sobre áreas corporais, dos receptores sensoriais, ao SNC. Os receptores sensoriais relacionados à musculatura são chamados de órgãos sensoriais musculares, e são encontrados nos músculos, tendões, ligamentos e articulações. São chamados de proprioceptores e são responsáveis pelo sentido de cinestesia, determinando onde estamos em relação ao ambiente, posição sobre as extremidades e tronco, e força que agem sobre eles. Conseguem ter informações finas sobre espaço e tempo, necessários em muitos movimentos esportivos[8]. Existem importantes órgãos sensoriais, sendo, os principais:

- fusos musculares: informam sobre grau de alongamento das fibras, número exato de fibras contraídas para vencer certa resistência. Importante no controle de postura, equilíbrio e para facilitar o movimento;
- órgãos tendinosos de Golgi: informam sobre a tração exercida nos músculos, possuem o papel de proteção, e quando estimulados, inibem os músculos onde estão localizados;
- receptores articulares: informam sobre ângulo articular, aceleração da articulação, grau de deformação produzida pela pressão. Alguns dos receptores são: bulbos terminais de Krause, corpúsculos de Paccini, órgãos terminais de Ruffini.

Outros receptores sensoriais de grande significado são:

- receptor estático-dinâmico (labirinto): localizado no aparelho vestibular do ouvido interno informa sobre orientação; direção e velocidade da cabeça;
- receptor tátil: localizado na pele informa sobre forma e superfície de objetos, pressão e temperatura;
- receptor óptico (olhos): receptores de distância, informam sobre movimentos próprios e estranhos.

2.3 - FORMAS DE SOLICITAÇÕES MOTORAS MAIS RELEVANTES

Os termos relacionados a seguir são utilizados e definidos em Educação Física, para treinamento desportivo. São conceitos básicos que estão diretamente relacionados com o treinamento e performance do atleta[9].

2.3.1 - Resistência muscular

Define-se como resistência muscular a capacidade psicofísica do esportista resistir à fadiga muscular. A resistência muscular, para nível de análise, pode ser dividida em diferentes tipos, conforme descrito:

- quanto à musculatura participante - geral ou local;
- quanto à especificidade da modalidade - geral ou especial;
- quanto à obtenção de energia muscular - aeróbica ou anaeróbica;
- quanto ao tempo de duração - curta, média e longa;
- quanto às formas de exigência motora - força, força rápida e velocidade.

Por resistência geral muscular compreende-se a resistência de toda a musculatura esquelética. É limitada pelo sistema cardiovascular-respiratório e pelo aproveitamento periférico de oxigênio. A resistência local muscular é definida pela resistência de um determinado músculo específico. Varia em relação às modalidades esportivas. É determinada pela força especial, pela capacidade anaeróbica, por formas limitantes de força e pela coordenação neuromuscular específica da modalidade esportiva. Em relação às modalidades esportivas, são definidos duas formas de resistência: geral e local. A resistência geral, também chamada de resistência básica, é a resistência do atleta independente da modalidade esportiva, enquanto que resistência especial, ao contrário, refere-se à resistência, específica para uma determinada modalidade esportiva. Em muitos casos, a resistência local e especial podem confundir-se.

Quanto à obtenção de energia, define-se resistência anaeróbica e aeróbica. Na resistência aeróbica, o oxigênio é suficiente para produção de portadores de energia - ATP (adenosina tri-

fosfato, elemento responsável pela produção de energia para executar ações motoras). Na resistência anaeróbica, o oxigênio é insuficiente e a produção de energia é feita de forma anoxidativa. Porém, nas modalidades esportivas, a obtenção de energia ocorre de maneira aeróbica e anaeróbica juntamente. Por isso, define-se resistência de curta, média e longa duração. Resistência de curta duração, é definida por exercícios com cargas de resistência máxima que variam de 45 segundos à 2 minutos. A energia é obtida exclusivamente de forma anaeróbica. A resistência de média duração está entre 2 a 8 minutos. Obtém-se energia de forma anaeróbica e aeróbica crescente. De longa duração compreende exercícios com cargas, acima de 8 minutos. Ainda pode ser dividida em 3 fases, de 8 a 30 minutos (metabolismo de glicose), de 30 a 90 minutos (metabolismo de glicose e gorduras) e mais de 90 minutos (metabolismo de gorduras). Na resistência de longa duração, a energia é obtida aerobicamente.

Nas formas de resistência definidas pode-se concluir que um tipo de resistência simples e única não existe. Porém, do ponto de vista do metabolismo, definem-se formas mistas e específicas, para cada atividade esportiva. Sob esse aspecto, ainda podemos definir resistência dinâmica, relacionada com o movimento, e resistência estática, relacionada com a postura.

A resistência estática está relacionada diretamente com a força utilizada no trabalho de postura. A medida que a força aumenta, a obtenção de energia passa do sistema aeróbico para o anaeróbico, isso devido ao fechamento vascular relacionado com a contração (vasoconstrição), impedindo a circulação nos músculos e o transporte de oxigênio pelo sangue. Semelhante à resistência estática, na resistência dinâmica aparecem as mesmas relações para a velocidade do movimento e a força explosiva. A medida que aumenta a frequência do movimento, mais fibras são recrutadas e a energia passa do sistema aeróbico para o anaeróbico. Nas altas velocidades, devido a altos e máximos impulsos de força (força explosiva), há o recrutamento de todas as unidades motoras possíveis, levando a um trabalho exclusivamente anaeróbico. Em relação à resistência dinâmica, um movimento que exige um alto grau de coordenação, pode levar a *fadiga central*, ou seja, a fadiga do Sistema Nervoso Central, levando à interrupção do movimento ou à diminuição da carga. Em termos de Biologia do Esporte [9], foram definidos diferentes tipos de resistência, com fatores limitantes para o desempenho. Entre elas:

a) Local aeróbica dinâmica

Define-se como sendo a resistência exigida de musculaturas de pequeno e médio porte em trabalhos dinâmicos, executados de maneira aeróbica. Seu condicionamento é muito importante para a performance esportiva em longa duração. Fatores limitantes:

- tipo de composição das fibras musculares;
- oferta de oxigênio;
- depósito de energia;
- capacidade metabólica aeróbica;
- coordenação inter e intramuscular.

b) Local aeróbica estática

Definida pela força de contração em relação a força máxima isométrica (estática). Se esta relação não ultrapassar 15%, a necessidade de energia do músculo é realizada aerobicamente. Possui um papel menos significativo em treinamento desportivo

c) Local anaeróbica dinâmica

Define-se como sendo a resistência exigida de musculaturas de pequeno e médio porte em trabalhos dinâmicos, onde essa resistência é maior que 50% - 70% da força estática máxima ou velocidade de movimento. A circulação intramuscular é o conceito para a diferenciação, acima de 15% do valor de força máxima, ocorre um distúrbio da circulação e a obtenção de energia é aeróbica e anaeróbica juntas, acima de 50% ocorre parada total da circulação e a obtenção de energia é exclusivamente anaeróbica. Fatores limitantes:

- tipo de composição das fibras musculares;
- capacidade alcalina;
- depósito de energia;
- capacidade metabólica aeróbica;

d) Local anaeróbica estática

Definida por duas diferentes formas de trabalho. Quando a força de contração, em relação a força máxima isométrica (estática) ultrapassar 15% e na contração muscular superior à 50% da força máxima, onde a duração da carga estática é muito longa, sendo desprezível o trabalho dinâmico. Os fatores limitantes para o desempenho são os mesmos para a resistência muscular anaeróbica dinâmica.

e) Geral aeróbica

É a resistência exigida em trabalhos dinâmicos onde envolve mais de 1/7 - 1/6 da musculatura total do corpo. Depende da capacidade cardio-vascular, respiratório e metabólico e da capacidade de coordenação exigida pelo movimento. É dividida em resistência geral aeróbica de curta, média e longa duração. Um fator determinante para o desempenho é a absorção máxima de oxigênio (VO_2 Max). Esportistas com capacidades maiores de absorção possuem melhor treinamento de resistência e demoram mais para alcançar o limiar anaeróbico sob a mesma intensidade de carga.

2.3.2 - Força

Não existe uma definição precisa de força. Pois o trabalho muscular e as várias formas de força, envolve vários fatores. Portanto, a força é definida em relação as várias formas como se manifesta nas modalidades esportivas. A força pode ser definida:

- quanto à musculatura envolvida - geral ou local;
- quanto à especificidade da modalidade esportiva - geral ou especial;
- quanto ao tipo de trabalho do músculo - dinâmica e estática;
- quanto às principais formas de exigência motora envolvidas (dinâmica) - força máxima, força rápida e resistência de força;
- quanto à relação do peso corporal - absoluta e relativa.

Sob o aspecto da musculatura envolvida, força geral compreende-se como a intensidade de força realizado por principais grupos musculares, enquanto que, força local refere-se a músculos

ou grupos musculares isolados. Quanto à modalidade esportiva, definimos força geral e especial. Geral é aquela desenvolvida por grupos musculares independentemente da atividade esportiva. Força especial, ao contrário, depende da atividade esportiva em questão. Além disso, como é uma força relacionada a uma seqüência de movimento, o papel coordenativo é de grande importância e deve ser levado em consideração no treinamento. Em certos casos, força local e especial são idênticas. Sob o aspecto de peso corporal, define-se força absoluta (depende o peso corporal) e relativa (independe do peso corporal).

Em relação ao trabalho muscular, podemos definir força dinâmica e estática. O trabalho muscular dinâmico é relacionado com a força desenvolvida para executar movimentos que levam a uma contração e a um relaxamento do músculo, portanto a uma alteração do comprimento. Pode ser dividido em positivo (dominante-concêntrico) e negativo (cedente-excêntrico). No trabalho estático desenvolve-se apenas força em forma de tensão, não havendo alteração no comprimento do músculo. Essa força é desenvolvida em uma determinada posição contra uma resistência fixada. Pode ser dividida em força máxima e resistência de força, conforme ilustrado na Figura 2.9.

A força dinâmica pode ser dividida em três formas de manifestação quando se trata de metodologia de treinamento: força máxima, força rápida e resistência de força, conforme apresentado na Figura 2.9. Esses tipos de força estão diretamente relacionadas com as cargas em que estão submetidas, ou seja, ao tipo de modalidade esportiva envolvida. Força máxima (halterofilistas), força rápida (salto distancia ou triplo) e resistência de força (remadores).

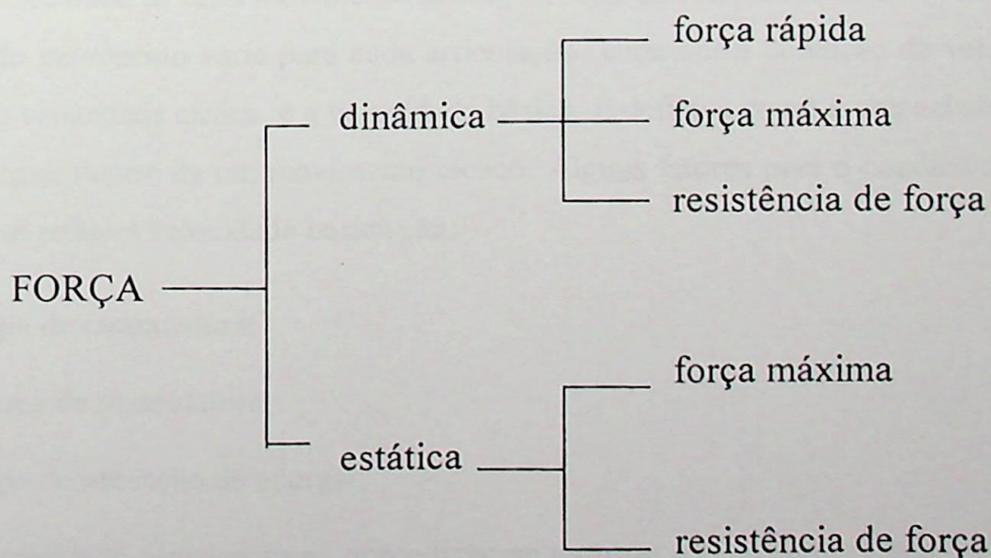


Fig. 2.9 - Diferentes formas de manifestação de força

- condição de aquecimento;
- fadiga muscular;
- idade e sexo.

2.3.4 - Flexibilidade

Flexibilidade é a capacidade do atleta de conseguir desenvolver ações motoras, com grande amplitude de oscilação nos movimentos, em uma ou várias articulações. Os movimentos podem ser isolados ou sob a ação de forças externas. Outros termos também utilizados são: mobilidade e elasticidade. A capacidade de movimento relacionada às articulações refere-se às suas estruturas, e a grande amplitude de movimento - onde define-se o estiramento - refere-se aos músculos, ligamentos, tendões e cápsulas articulares. Os tipos de flexibilidade são: geral e especial, ativa e passiva. A flexibilidade ativa divide-se ainda em dinâmica e estática.

A flexibilidade geral refere-se à flexibilidade desenvolvida nas principais articulações: como ombro, quadril, coluna. Com relação a essa flexibilidade deve-se utilizar um critério relativo de análise, pois ela depende do nível de atleta; esportistas de lazer e de alto nível; tendo diferentes níveis de flexibilidade geral. Por flexibilidade especial entende-se a flexibilidade relativa a uma determinada articulação. Ela varia para cada atividade esportiva, por exemplo: corrida (articulação de joelho), nado de costas (articulação de ombro) etc.

A flexibilidade ativa é definida como a maior amplitude de movimento possível desenvolvida pelo atleta. Essa amplitude é alcançada pela contração dos agonistas e estiramento dos antagonistas, que ocorrem paralelamente. Ela pode ser ainda dinâmica e estática. Flexibilidade passiva também é definida como a maior amplitude de movimento possível desenvolvida pelo atleta. A diferença (entre a flexibilidade ativa) é que o esportista está submetido a forças externas (aparelhos, parceiros) e a amplitude só é possível de ser alcançada através da extensão e relaxamento dos antagonistas.

Portanto, a flexibilidade também deve ser definida como uma capacidade motora condicionada pela capacidade coordenativa, que é definida posteriormente. Os fatores condicionantes para o desenvolvimento de flexibilidade são:

- estrutura das articulações;
- massa e força muscular;

- tônus muscular;
- capacidade de estiramento do músculo;
- capacidade de estiramento dos tendões, ligamentos, cápsulas articulares e pele;
- idade e sexo;
- condição dos aparelhos locomotores ativo e passivo - hora do dia.

A flexibilidade é de extrema importância para o desenvolvimento do atleta, em determinada atividade esportiva. Pois esse desenvolvimento realizado de maneira correta atua de forma decisiva na execução de movimentos, não só em relação a fatores físicos, como por exemplo: força e velocidade, como também, no desempenho de habilidades esportivas (técnica). Portanto, as ações motoras podem ser executadas de maneira mais rápida, mais contínua, mais forte, com uma flexibilidade maior. Além desse aspecto, com o desenvolvimento de uma maior flexibilidade outras vantagens são obtidas, como por exemplo:

- diminuição de lesões;
- maior desempenho esportivo: sem lesões o treinamento do atleta ocorre de maneira mais regular, aumentando assim seu desempenho;
- treinamento ideal: quando o atleta não se machuca, psicologicamente age de maneira mais positiva em relação a um treinamento mais duro e de maior duração.

2.3.5 - Capacidade coordenativa

A capacidade coordenativa é definida como a atuação do SNC e da musculatura esquelética na execução de uma seqüência de movimentos desejados. Através da capacidade coordenativa, o esportista consegue realizar o movimento de ações previstas (estereótipo) e imprevistas (adaptação), obtendo segurança (lesões) e economia (obtenção de energia). Outra definição importante é de habilidade coordenativa. Ela refere-se à motricidade em geral, está relacionada com o processo de gestos, e conseqüentemente, com a aprendizagem motora. Quando as habilidades coordenativas referem-se a um movimento específico, dentro de uma modalidade esportiva, é definido o termo *técnica*.

As capacidades coordenativas podem ser divididas em gerais e especiais. As gerais referem-se a movimentos desenvolvidos para várias atividades esportivas. As especiais, são caracterizadas

em atividades esportivas específicas. São relacionadas com a técnica, na atividade esportiva em questão. O desenvolvimento das capacidades coordenativas, é fundamental para o desempenho das atividades esportivas, pois contribui de forma significativa em relação a vários aspectos:

- menor gasto de energia: retardando o surgimento da fadiga muscular;
- otimização de seqüência de movimentos: principalmente em atividades de grande expressividade, por exemplo, ginástica rítmica;
- *curto-circuito* do córtex cerebral: movimento estereótipo *perfeitamente* automatizado e dominado é destinado a centros cerebrais inferiores, permitindo ao esportista atenção a outros fatores importantes da atividade esportiva;
- aumento da aprendizagem sensomotora: maior rapidez na aprendizagem de novos e complexos movimentos;
- diminuição de lesões.

Os fatores condicionantes para obter-se um capacidade coordenativa desenvolvida são:

- coordenação intra e intermuscular;
- condição funcional dos analisadores;
- capacidade de aprendizagem motora;
- repertório de movimentos - experiência de movimentos;
- capacidade de adaptação e reorganização motora;
- idade e sexo;
- fadiga e outros fatores.

Portanto, de uma forma geral, a capacidade coordenativa está relacionada com os fatores físicos da performance, ou seja, força, resistência, velocidade e flexibilidade, implicando no domínio de ações motoras (sentido de capacidade física). Além disso outro fator envolvido é a aprendizagem motora. O repertório de gestos e a análise de situações, discutidos posteriormente, contribuem para um aumento significativo da aprendizagem motora.

2.4 - CONSIDERAÇÕES

Neste capítulo procurou-se apresentar definições de conceitos de fisiologia aplicada ao ato motor e as formas de solicitações motoras mais relevantes para o treinamento desportivo. A finalidade das definições básicas desses conceitos é mostrar aos profissionais que utilizem de um sistema de análise do movimento humano, como é o caso do SAMH, que é possível condicionar ou supervisionar um atleta em relação as formas de solicitações motoras apresentadas. Além disso, determinar a evolução do treinamento deste atleta através de recursos e ferramentas que um sistema computadorizado oferece.

Durante a utilização de uma instrumentação em Biomecânica, seja na área de treinamento desportivo como também em reabilitação, é de grande importância ter a preocupação com conceitos relacionados com as formas de solicitações e conseqüentemente com a fisiologia humana aplicada ao ato motor. Atualmente o que se pode comprovar é que os equipamentos são projetados com certos programas *pré-definidos*, ou seja, para determinado tratamento terapêutico ou treinamento desportivo, basta apenas pressionar uma tecla para que os parâmetros relacionados com determinada aplicação fiquem disponíveis para o profissional utilizar. Infelizmente com essa facilidade perde-se o interesse desses profissionais por conceitos básicos, principalmente de fisiologia humana, e cria-se uma generalização de tratamentos nas clínicas de reabilitação e treinamentos em academias esportivas, sendo os maiores prejudicados os pacientes de Fisioterapia e as pessoas que procuram as Academias de Musculação.

CAPÍTULO 3 - IDÉIAS BÁSICAS DE MOVIMENTO DE ROTAÇÃO

3.1 - INTRODUÇÃO

Neste capítulo é apresentado os conceitos relativos ao movimento de rotação de um corpo. Quando realiza-se um determinado movimento, seja na prática esportiva ou simplesmente uma atividade física, os movimentos que são realizados pelas articulações do corpo humano são movimentos rotacionais. Como o SAMH mede os valores angulares relativos à essas articulações é importante definir as variáveis físicas relacionadas com o movimento de rotação. Além disso, para se conseguir uma referência para análise do movimento define-se os planos anatômicos em relação ao corpo humano, chamado planos de movimento. Também é apresentado neste capítulo definições do aparelho locomotor humano, sua estrutura e característica, pois é a base para a realização de um movimento.

O movimento de extensão do joelho é citado devido sua utilização nos testes com o SAMH que é abordado no Capítulo 5.

3.2 - PLANOS DE MOVIMENTO

Os planos relacionados com o movimento humano são definidos como plano sagital, frontal e horizontal. São ilustrados conforme Figura 3.1. O plano sagital é representado pelo plano (1); o plano frontal é representado pelo plano (2); e o plano horizontal é representado pelo plano (3) [19]. Esses planos são utilizados como referência para análises e definições do movimento humano.

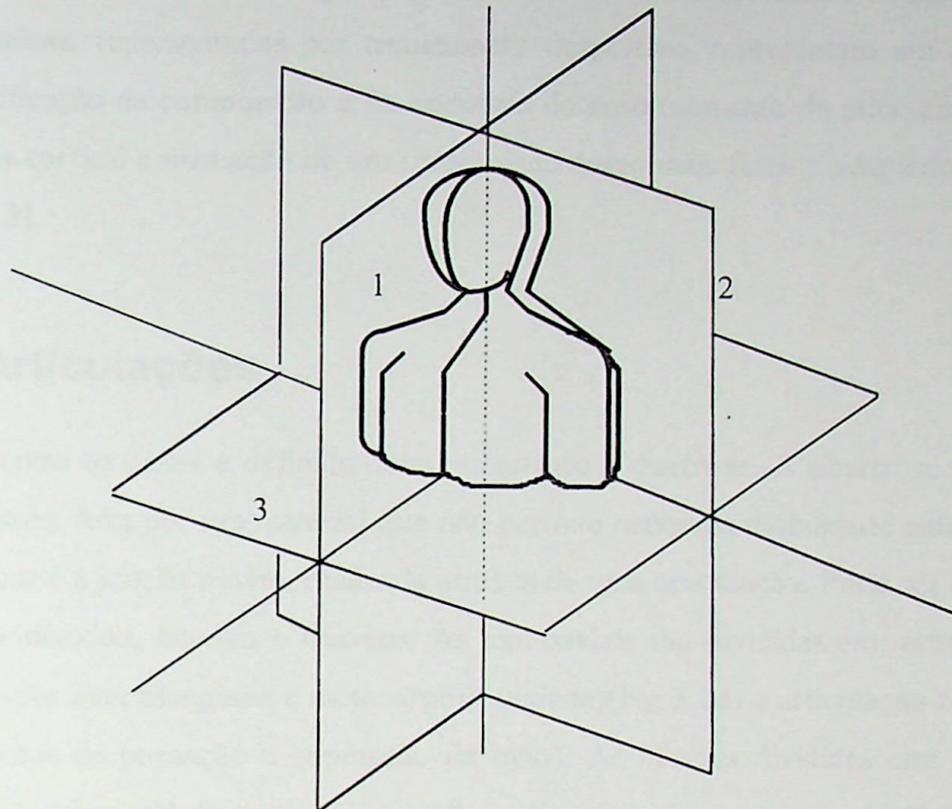


Fig. 3.1 - Planos anatômicos em relação ao corpo humano

3.3 - O APARELHO LOCOMOTOR

O aparelho locomotor é dividido em dois sistemas: sistema muscular, correspondente a parte ativa e o esqueleto, correspondente a parte passiva. O sistema muscular é constituído por músculos e estruturas associadas (tendões, bainhas tendinosas, etc.), enquanto que o esqueleto é constituído por ossos, articulações e ligamentos [19].

3.3.1 - Ossos

Além da função protetora dos ossos (proteção ao cérebro, medula, etc.), também formam a armação para o apoio das partes moles e servem de alavancas fixas para os músculos agirem. Suas formas variam de acordo com a função e com as formas de solicitação. Podem ser longos e tubulares (ossos dos membros)(Fig.3.2c), largos e chatos (ossos da pelve e abóbada craniana)(Fig.3.2a) ou curtos e cubóides (vértebras, ossos do carpo e tarso)(Fig.3.2b). A formação,

crescimento e conservação dos ossos depende de dois fatores: os endócrinos e os mecânicos. As solicitações mecânicas, representadas por treinamento desportivo, representam um estímulo, o qual causa a modificação da composição e da estrutura do osso (aumento da mineralização e espessura da camada cortical e formação de um trabeculado ósseo mais firme e adaptado, conforme forças aplicadas[15]).

3.3.2 - Articulações

A conexão entre os ossos é definida como sinartrose e diartrose. A sinartrose é a ligação firme entre dois ossos, feita por um material que não permite nenhuma mobilidade entre eles. Enquanto que diartrose é a junção móvel, realizada através de uma articulação. Pode ser classificada em articulações monoaxiais, biaxiais e triaxiais. As monoaxiais são divididas em: articulação em dobradiça (articulação interfalângiana e metacarpofalângiana)(Fig.3.2d) e articulação rotatória ou em pivô (movimentos de pronação e supinação da mão). As biaxiais divididas em: articulação elipsóide (articulação proximal do punho)(Fig.3.2f) e articulação em sela (articulação carpometacarpiano do polegar)(Fig.3.2e). E as triaxiais divididas em: articulação esferóide (articulação do ombro)(Fig.3.2h) e articulação esferóide profunda (articulação coxofemoral)(Fig3.2g).

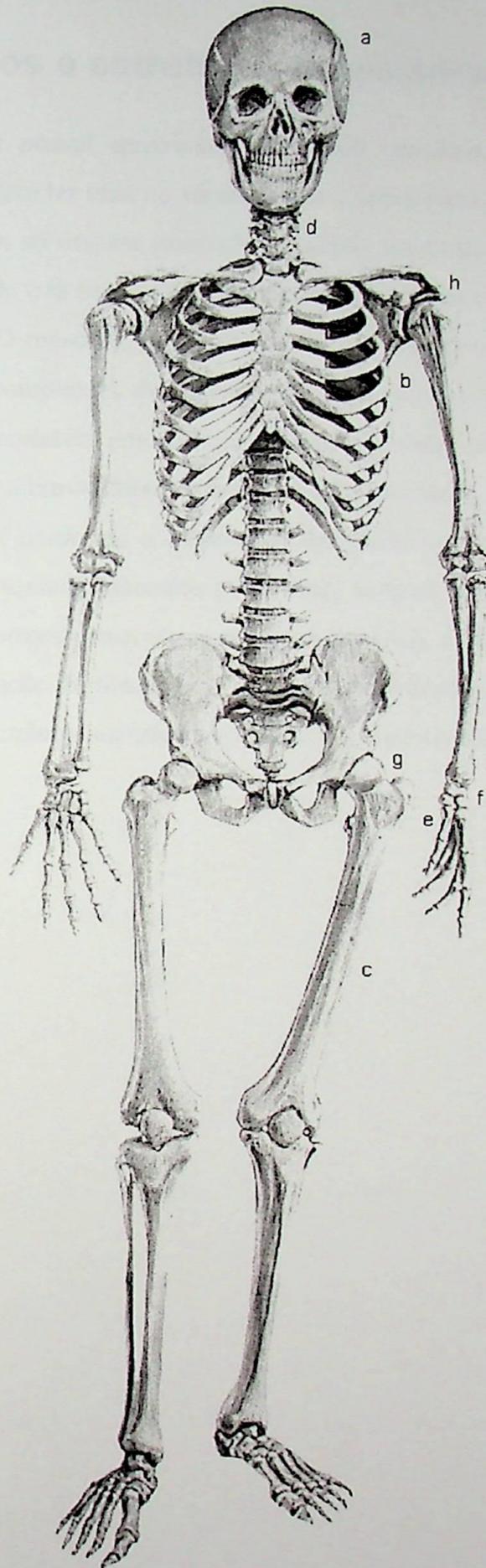


Fig. 3.2 - Ilustração de ossos e articulações do corpo humano

3.3.3 - Músculos e estruturas associadas

O aparelho locomotor possui aproximadamente 400 músculos, que variam em formas e dimensões. Os músculos podem ter uma ou várias origens, terminando em um tendão comum, por exemplo: músculos com uma só origem (músculo braquial), músculos de duas origens (músculo bíceps do braço), músculos de três origens (músculo tríceps braquial) e músculo de quatro origens (músculo reto do abdome). O músculo, juntamente com seu respectivo tendão, pode fazer parte de movimentos simples ou complexos, dependendo do número de articulações envolvidas. Portanto, podemos definir a musculatura em: músculos monoarticulares (músculo braquial), biarticulares (músculo sartório) e multiarticulares (músculo flexor profundo dos dedos). Os músculos também podem ser divididos conforme a disposição das fibras musculares: músculos de fibras paralelas (músculo bíceps braquial), músculos peniformes simples (músculo extensor longo dos artelhos) e músculos bipeniformes (músculo quadríceps femoral). Contudo, é possível um músculo possuir diferente disposição de fibras (caso do músculo deltóide). A Figura 3.3 e 3.5 ilustra os principais músculos dos membros superiores e inferiores respectivamente.

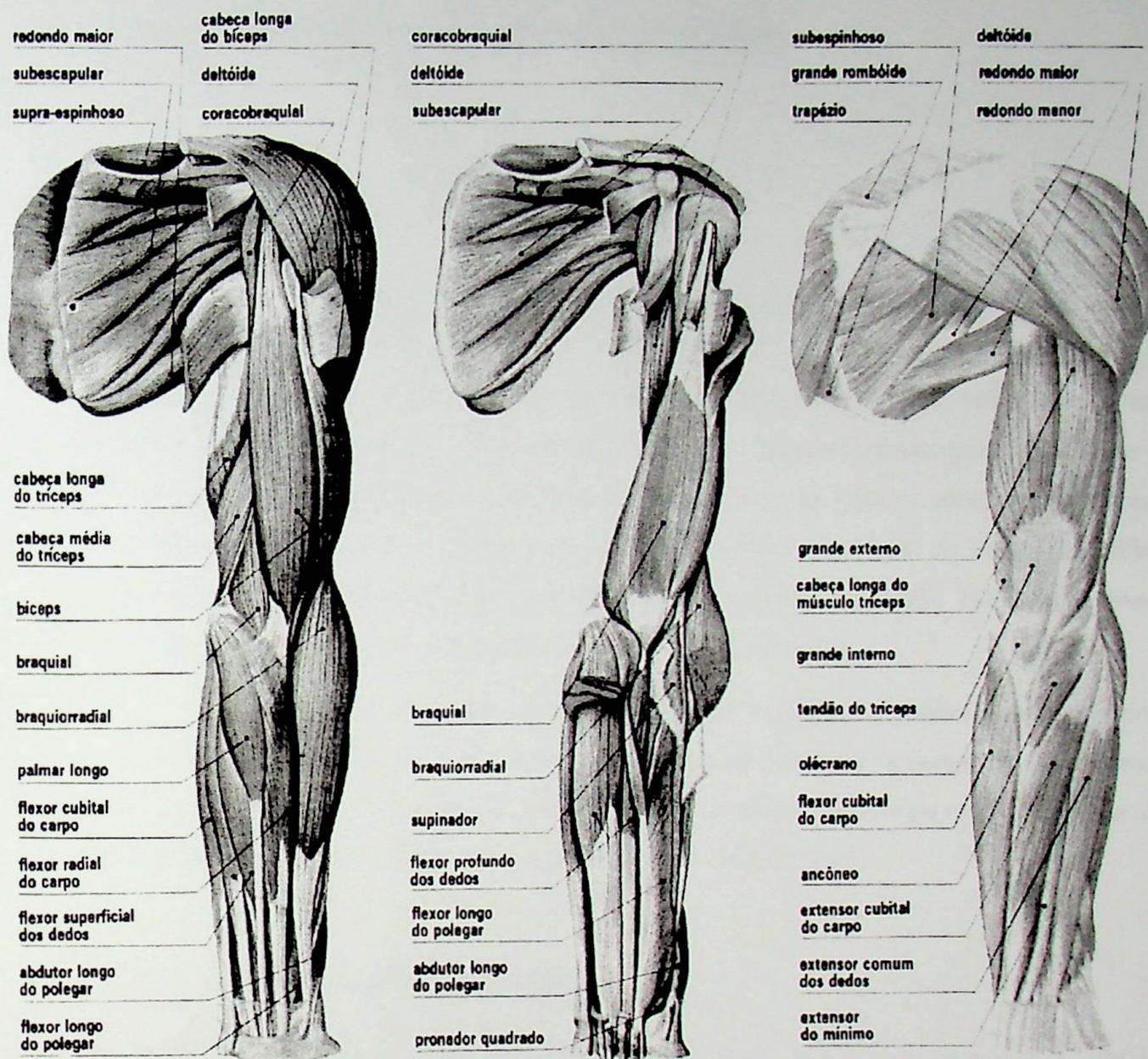


Fig. 3.3 - Ilustração dos principais músculos do membro superior do corpo humano

Os músculos, em sua grande maioria, inserem nos ossos através de tendões. Em outros casos inserem em membranas formadas por tecidos conjuntivo fibroso, as quais formam um esqueleto de tecido conjuntivo, sendo a continuação do esqueleto ósseo. As principais estruturas associadas aos músculos são: tendões, inserção óssea dos tendões, dispositivos de proteção dos tendões e fâscias (envoltórios de tecido conjuntivo fibroso que envolvem os músculos ou grupos de músculos).

3.4 - MOVIMENTO DE ROTAÇÃO

3.4.1 - Tipos de contrações

Os tipos de contrações dos músculos ou grupos musculares são definidos conforme características particulares dessas contrações. A contração isométrica, também chamada de estática ou de sustentação, ocorre quando um músculo se contrai sem mudar o ângulo da articulação. Outro tipo de contração é a isotônica, que é definida como sendo a contração de um músculo isolado do corpo e levantando uma carga contra a gravidade. Quando a carga torne-se elevada e o músculo não tem capacidade de levanta-la a contração torna-se estática. Esse tipo de contração dificilmente ocorre quando os músculos agem em sistemas de alavanca do corpo. Também define-se contração isocinética, quando a velocidade do movimento é constante.

As contrações podem ser concêntricas e excêntricas, conforme o músculo sofre encurtamento ou alongamento respectivamente. Por exemplo: quando levamos um copo de água a boca, o músculo bíceps contrai-se concêntricamente, e quando recolocamos o copo na mesa o músculo contrai excentricamente para diminuir a sua velocidade de descida [19].

3.4.2 - Trabalho muscular

O trabalho muscular é dividido em dinâmico e estático. O trabalho dinâmico é definido como sendo aquele que o músculo exerce uma força sobre a origem e a inserção, mudando seu comprimento. Quando a força do músculo atua de modo que a origem e a inserção se aproximem, o trabalho é concêntrico. Se o origem e a inserção se afastam, durante a ação muscular, o trabalho é excêntrico. O trabalho estático ou isométrico é definido quando um músculo se contrai sem movimentação da articulação [20].

3.4.3 - Variáveis físicas relacionadas à rotação

Em um movimento de rotação são definidas as seguintes variáveis:

a) Deslocamento angular - (θ)

O deslocamento angular é definido como sendo o menor dos dois ângulos entre posições finais e iniciais quando um corpo realiza um movimento angular.

b) Velocidade angular - (ω)

A velocidade angular é obtida pela relação entre o deslocamento angular, realizado pelo corpo, e o tempo gasto por esse corpo para executar o movimento.

$$\omega = \frac{\theta}{t}$$

Onde: θ = deslocamento angular

t = tempo.

c) Aceleração angular - (α)

A aceleração angular é a frequência com a qual a velocidade angular do corpo muda em relação ao tempo.

$$\alpha = \frac{\omega_f - \omega_i}{t}$$

Onde: ω_f = velocidade angular final

ω_i = velocidade angular inicial.

d) Massa - (m)

Massa é a quantidade de matéria que compõe um corpo, sendo uma medida direta da inércia desse corpo.

e) Trabalho - (τ)

Quando uma força age sobre um corpo, o trabalho realizado pela força é igual ao produto do seu valor pela distância que o corpo percorre na direção da força [4].

$$\tau = Fxd$$

Onde: F = valor da força

d = distância percorrida.

No movimento rotatório:

$$\tau = T \times \theta$$

Onde: T = torque

θ = deslocamento angular

f) Potência - (P)

A quantidade de trabalho realizado por uma força, não inclui o tempo gasto para isso acontecer. Porém quando se deseja calcular a velocidade com que o trabalho é executado, define-se potência:

$$P = \frac{\tau}{t}$$

Onde: τ = trabalho realizado

t = tempo.

g) Peso - (p)

O peso de um corpo é a força de atração (força gravitacional) que a terra exerce sobre um corpo.

$$p = mxg$$

Onde: m = massa do corpo

g = aceleração da gravidade

h) Momento de inércia - (I)

Define-se momento de inércia como sendo a resistência de um corpo à mudanças em seu movimento. Em relação à um movimento de rotação leva-se em conta a massa do corpo e também como essa massa é distribuída com relação ao eixo de rotação.

$$I = m \times r^2$$

Onde: m = massa do corpo

r = distância do corpo em relação ao eixo de rotação.

i) Momento angular - (M)

O produto do momento de inércia de um corpo pela sua velocidade angular é chamado de momento angular.

$$M = I \times \omega$$

Onde: I = momento de inércia do corpo

ω = velocidade angular do corpo.

j) Torque - (T)

Torque é proporcional a variação de velocidade do momento angular de um corpo que o origina e possui a mesma direção do mesmo.

$$T = \frac{I_2 \omega_2 - I_1 \omega_1}{t}$$

Onde: I_1 = momento de inércia inicial

I_2 = momento de inércia final

ω_1 = velocidade angular inicial

ω_2 = velocidade angular final

t = tempo.

3.5 - MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO

Um dos movimentos de interesse deste trabalho é o movimento de extensão do joelho. Algumas características desse movimento são descritas abaixo.

3.5.1 - Articulação do joelho

A articulação do joelho é constituída pelas duas superfícies articulares da tíbia e pelos côndilos do fêmur. Funcionalmente o joelho é uma articulação trocóide, ou seja, possui movimentos em dois sentidos flexão e extensão, e também movimentos de rotação. Em extensão, fornece apoio à unidade funcional (coxa e perna), já em flexão, os movimentos rotatórios aumentam o raio de ação do pé. O contato entre as superfícies articulares de fêmur e tíbia é feita pela interposição de dois discos articulares entre os côndilos desses ossos, chamados de menisco medial e lateral [19][6]. A Figura 3.4 ilustra uma articulação de joelho esquerdo em vista lateral. Pode-se observar o epicôndilo lateral do fêmur (a), côndilo lateral do fêmur (b), o músculo poplíteo (c), ligamento colateral fibular (d), menisco lateral (e), o côndilo lateral da tíbia (f) e o músculo bíceps (g).

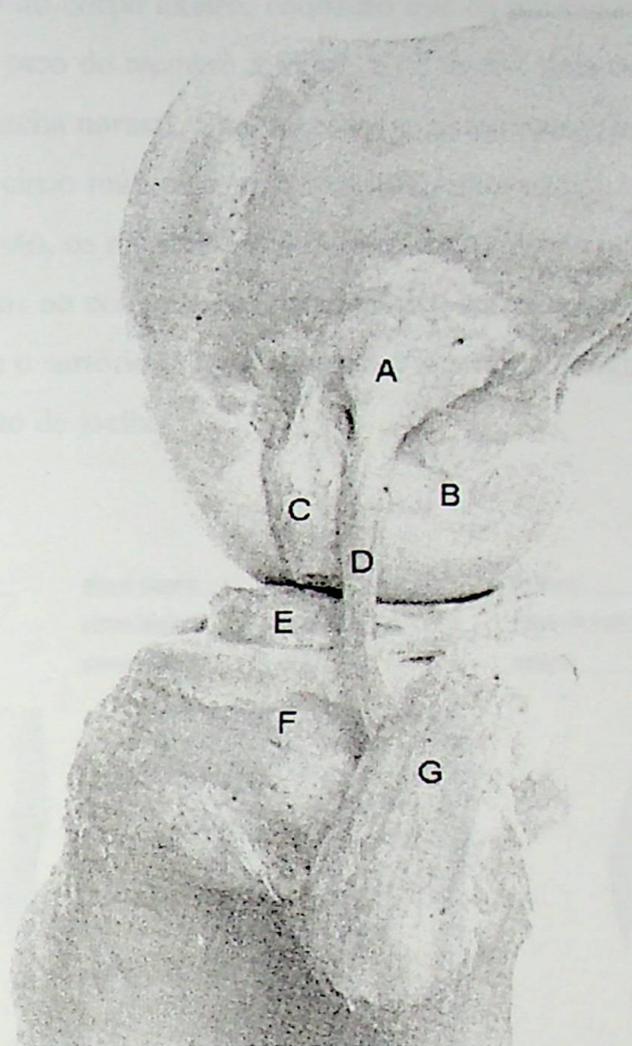


Fig. 3.4 - Articulação de joelho esquerdo (vista lateral)

A articulação do joelho possui dois graus de movimento: flexão-extensão, e quando em posição de flexão, rotação axial. O movimento de flexão, no plano sagital, ocorre de 0° à aproximadamente 120° . Com o quadril estendido, a amplitude de flexão do joelho diminui, isso devido à insuficiência do músculo reto femoral. Pode atingir mais ou menos 140° , quando o quadril previamente fletido. O movimento de rotação axial acontece no plano transversal quando o joelho está fletido, em extensão este movimento não ocorre devido o fechamento articular deixando a tibia fixada ao fêmur [6][12].

3.5.2 - Músculos envolvidos

Os músculos envolvidos na articulação de joelho podem ser divididos conforme o tipo de movimento, extensão ou flexão. Os músculos envolvidos na extensão do joelho são os responsá-

veis por carregarem o peso do corpo inteiro, enquanto que os músculos envolvidos na flexão do joelho carregam somente o peso do membro inferior. Este fator é uma condição fundamental para a postura ereta e para a marcha normal. Em extensão, o grupo muscular responsável é o quadríceps femoral, formado por cinco músculos: reto femoral, vasto medial, vasto reto, vasto lateral e vasto intermediário. Em flexão, os músculos envolvidos são: o bíceps femoral, o semitendinoso, o semimembranoso, (chamados no conjunto de isquiotibiais), entre eles: o gastrocnêmio, o plantar, o poplíteo, o adutor grácil e o sartório [12]. A figura 3.5 ilustra os principais músculos envolvidos em movimento de articulação de joelho.

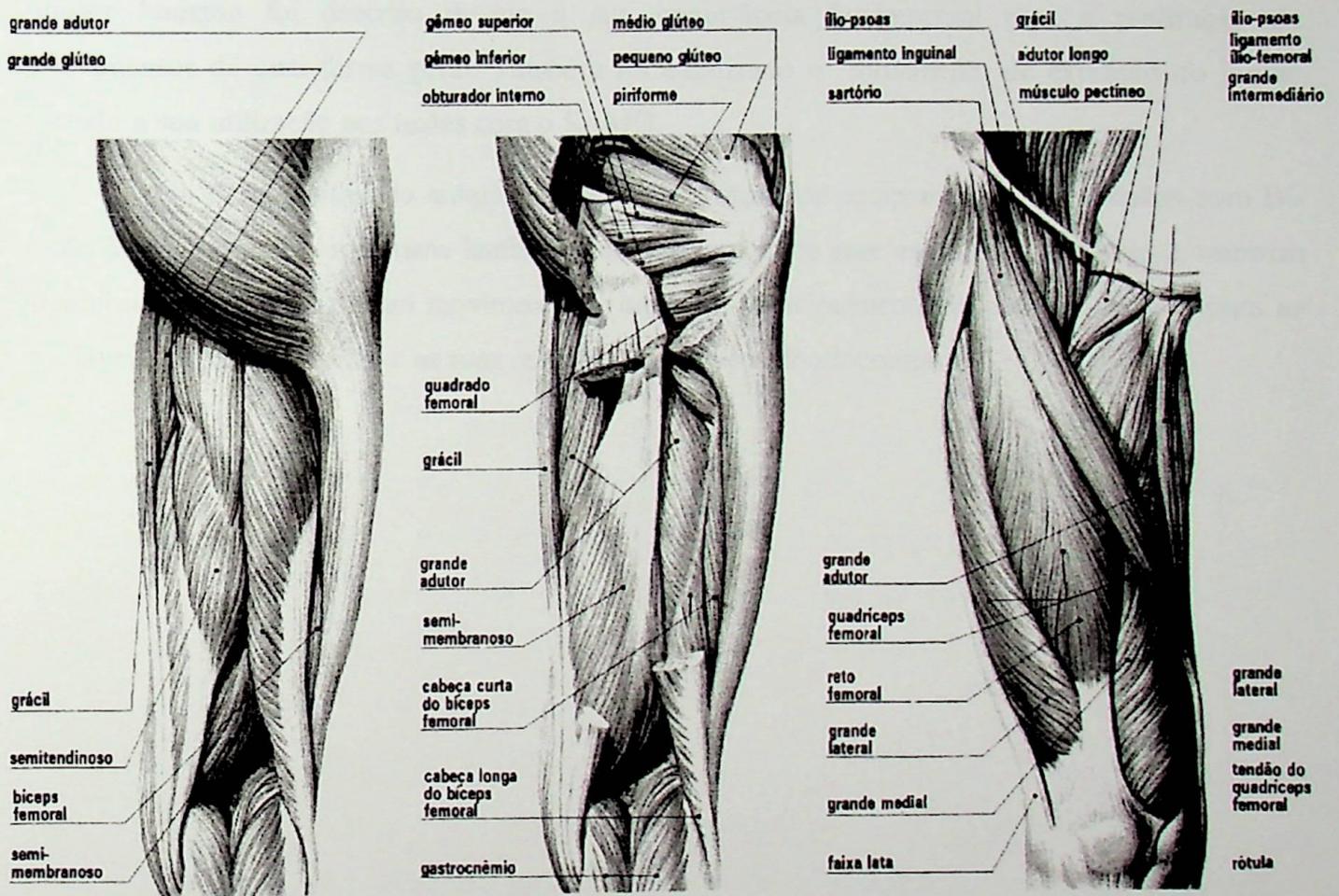


Fig. 3.5 - Músculos envolvidos em movimento de articulação de joelho

3.6 - CONSIDERAÇÕES

O principal objetivo deste capítulo foi definir as variáveis relacionadas com o movimento de rotação de um corpo. Como as articulações do corpo humano realizam movimentos de rotação e uma das funções do SAMH é a leitura dos valores angulares referentes ao movimento dessas articulações, as definições e conhecimento dessas variáveis são de grande importância. O SAMH possui uma interface homem-máquina onde apresenta, não só as variáveis angulares relativas ao movimento, bem como suas derivadas. Além disso, são definidos os planos anatômicos em relação ao corpo humano, utilizados como referência nas análises de movimentos. O aparelho locomotor humano foi descrito devido à sua importância fundamental para a realização de movimentos de uma forma geral. Também foi enfatizado o movimento de extensão do joelho devido a sua utilização nos testes com o SAMH.

Como já foi enfatizado anteriormente, na utilização de equipamentos relacionados com Biomecânica, é sempre importante lembrar, além dos conceitos apresentados no Capítulo 2, também dos conceitos relativos à um movimento de rotação. Principalmente ter atenção voltada para as variáveis físicas envolvidas e as suas relações com o aparelho locomotor.

CAPÍTULO 4 - IMPLEMENTAÇÃO DO SAMH

4.1 - INTRODUÇÃO

A estrutura do sistema SAMH foi implementada utilizando dispositivos e equipamentos comerciais de fácil aquisição no mercado sendo constituída por: um microcomputador compatível IBM-PC, uma placa de aquisição de dados e transdutores para medidas de deslocamento angular, adaptado ao corpo humano nas articulações de interesse. Podemos dividir a implementação do sistema SAMH em duas partes distintas e inerentes a qualquer sistema baseado em microcomputador, isto é, em uma parte de *hardware* e outra de *software*.

Para o *hardware* do sistema buscou-se soluções prontas, isto é, soluções que estão disponíveis no mercado nacional. Neste caso, foi preciso identificar a solução que seria adotada e em função da decisão tomada configurar o sistema e adaptá-lo para aplicação de interesse. O importante nesta parte é identificar uma solução que não comprometa a operação do sistema e que não imponha nenhuma restrição quanto ao fabricante e a tecnologia utilizada. Desta forma as especificações do sistema foram realizadas utilizando-se parâmetros gerais que atendam os pré-requisitos do sistema. As particularidades do *hardware* foram contornadas através de recursos de *software*.

O *software* do sistema foi desenvolvido baseado em duas linguagens de programação: Clipper e C. O objetivo inicial em se utilizar duas linguagens foi uma tentativa em se explorar as vantagens que ambas as linguagens possuem. Porém foram identificados problemas na interface entre as linguagens, que embora tenham sido resolvidos durante o desenvolvimento do trabalho, apresentaram outras desvantagens que são discutidas ao longo do capítulo. O *software* do sistema foi estruturado de forma que qualquer utilização de *hardware* com uma especificação diferente da utilizada será resolvido com pequenas alterações na estrutura. Esta característica é obtida utilizando o princípio de decomposição modular [13] para o desenvolvimento do *software*.

4.2 - FUNCIONAMENTO DO SAMH

O SAMH é um equipamento baseado em microcomputadores com capacidade de adquirir dados relativos a um movimento humano, processar e fornecer informações e parâmetros importantes relativos ao movimento, apresentando-os em gráficos e tabelas.

Para se conseguir esses dados, são necessários sensores. Esses sensores, também chamados de transdutores, são responsáveis em transformar valores de variáveis físicas, em valores eletronicamente possíveis de serem tratados (lidos, armazenados, apresentados em tabelas, gráficos, etc.). No SAMH, os transdutores são responsáveis em transformar medidas angulares em valores de tensão elétrica. Por exemplo, para um ângulo de 90° , o transdutor converte para 2.5 Volts; para um ângulo de 180° , para 5 Volts, e assim por diante. Esses transdutores são fixados nas articulações de interesse no corpo humano. No SAMH, podemos ter até doze transdutores conectados simultaneamente em articulações diferentes. Com isso pode-se reproduzir desde um movimento simples até um bastante complexo.

Portanto, a estrutura básica do SAMH consiste em transdutores que são fixados em articulações do corpo humano para medidas angulares. Essas medidas são entregues à um equipamento capaz de lê-las e armazená-las para futuras análises. A conexão entre os transdutores e o equipamento é através de um par de fios para cada transdutor. O equipamento é um microcomputador padrão IBM-PC, com uma placa de aquisição de dados, onde os transdutores são conectados. Através de um *software* específico a placa de aquisição de dados é acessada e os valores angulares entregues por transdutores, em forma de tensão analógica, são convertidos em sinais digitais e são lidos. Esse *software* é responsável pela apresentação e manipulação das variáveis relativas ao movimento. Faz a análise dos dados, e conseqüentemente, do movimento executado.

4.3 - CONFIGURAÇÃO DO SAMH

A configuração do SAMH pode ser ilustrada conforme Figura 4.1:

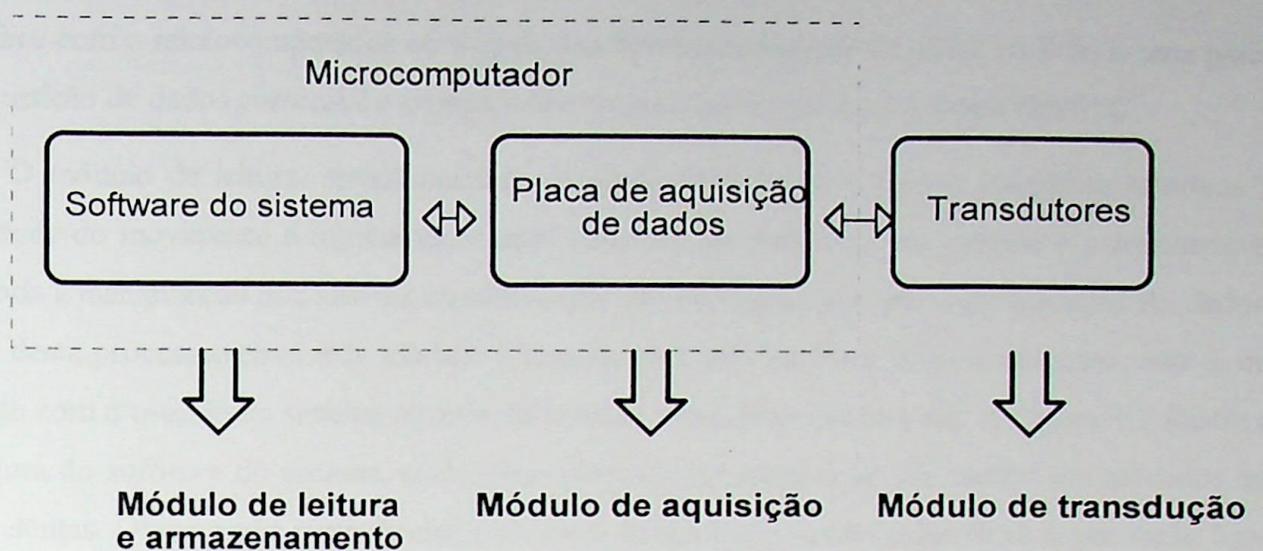


Figura 4.1 Configuração do Sistema SAMH

A configuração básica do sistema pode ser dividida em três módulos distintos:

- módulo de transdução dos valores angulares relativos à amplitude do movimento em sinais elétricos (tensão elétrica);
- módulo de aquisição e conversão dos sinais elétricos para valores digitais e interface com o barramento do microcomputador;
- módulo de leitura, armazenamento e processamentos dos valores digitais correspondentes à amplitude do movimento.

O módulo de transdução dos valores angulares é baseado em dispositivos que convertem os valores angulares de 0 a 180 graus, relativos ao movimento das articulações do corpo humano, em valores de tensão analógica de 0 à 5 volts. Esses dispositivos são chamados de transdutores ou goniômetro eletrônicos. Os sinais elétricos provenientes dos transdutores são conectados ao módulo de aquisição através de um cabo que possui três vias de conexão: tensão de alimentação do transdutor, comum (sinal de terra) e o valor do sinal de tensão analógica que corresponde ao valor angular do movimento.

O módulo de aquisição dos valores angulares relativos à amplitude do movimento é responsável pela conversão dos valores de tensão analógica em valores digitais, além de proporcionar a

interface com o microcomputador através de seu *barramento de dados*. Este módulo é uma placa de aquisição de dados comercial e compatível com os microcomputadores tipo IBM-PC.

O módulo de leitura, armazenamento e processamento dos valores angulares relativos à amplitude do movimento é representado pelo *software* do sistema. Esse módulo é o responsável por toda a manipulação dos valores angulares que são entregues pela placa de aquisição de dados. Além deste processamento, este módulo é responsável pela interface homem-máquina, isto é, interação com o usuário do sistema através de teclado, telas, impressoras, etc. A Figura 4.2 ilustra a estrutura do *software* do sistema, onde observamos a decomposição das tarefas em módulos independentes. Observamos nesta figura, *softwares* dedicados a tarefas específicas e que estão ligadas diretamente com o *hardware*, tais como, *driver* para o monitor de vídeo no modo gráfico, *driver* para a placa de aquisição de dados e o *software* que realiza a interface com o *driver* da placa de aquisição de dados. Os *drivers* são *softwares* residentes no computador e controlam determinadas funções durante o processamento do *software* que o usuário está processando no momento. As rotinas de funções de uso geral representam o gerenciamento do banco de dados e realizam atividades do tipo gravação e recuperação de dados, apresentação de menus, cadastramento de atletas, configuração do treinamento, etc.

O *software* possui duas interfaces para se comunicar com os *drivers*, que são *softwares* sendo a primeira interface, a interface gráfica com as funções da biblioteca CLBC desenvolvida para o Clipper. Essa interface é responsável pela apresentação das funções gráficas da CLBC no monitor de vídeo do computador, conforme padrão de vídeo definido. Pode-se configurar o modo gráfico de vídeo para padrões usuais: CGA, EGA, VGA e outros. Uma vez definido o padrão deve-se carregar no sistema com o *driver* gráfico para o padrão escolhido. Foi utilizado, no SAMH, o padrão EGA de alta resolução. Esta interface gráfica é a responsável pela apresentação de resultados e a tela de abertura do *software*.

A segunda interface mostrada é responsável pelo acesso à placa de aquisição de dados. Ela foi desenvolvida em linguagem C e se comunica diretamente com o *driver* da placa. Este *driver* é uma biblioteca de funções, definidas pelo fabricante da placa, responsável pela inicialização da placa, conversão analógica digital - A/D, conversão digital analógica - D/A e outras funções disponíveis na placa. Qualquer modificação futura, seja no modo de vídeo ou na placa de aquisição de dados, implica apenas na mudança das interfaces e não na estrutura principal do *software*.

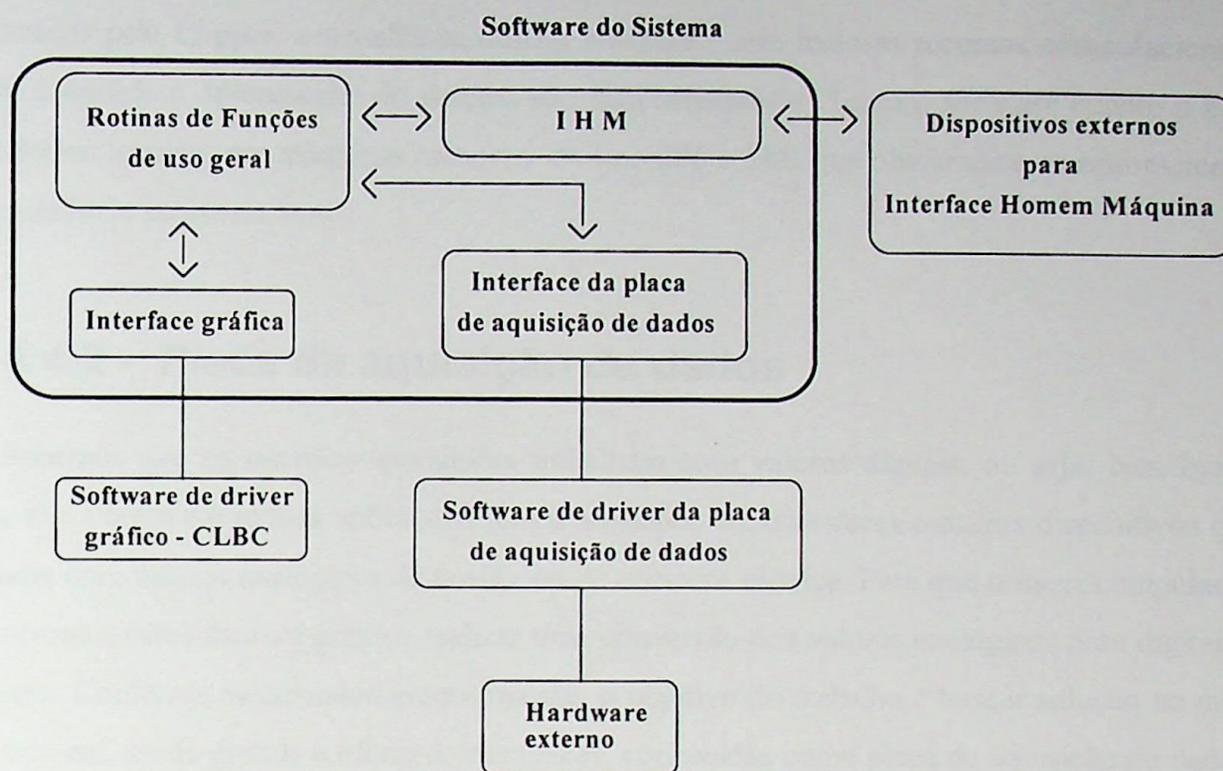


Figura 4.2 Estrutura do Sistema SAMH

4.4 - HARDWARE

4.4.1 - Microcomputador

A utilização de microcomputadores em várias áreas profissionais é cada vez maior nos dias de hoje. As vantagens de sua utilização, assim como seu custo, fazem com que cada vez mais usuários explorem os recursos computacionais do microcomputador nas mais diferentes áreas de aplicação. Sua utilização no sistema foi uma consequência natural do projeto. Sua capacidade de armazenar grandes quantidades de dados, em memórias cada vez mais poderosas, capacidade de processamento rápido, apresentação de dados em monitores de vídeo de alta resolução, foram alguns dos motivos que levaram à sua utilização.

O desenvolvimento do sistema foi realizado em um microcomputador padrão IBM-PC, modelo 486 DX-40MHz. Porém qualquer microcomputador compatível IBM-PC pode ser utilizado para rodar o sistema implementado. Entretanto, devido ao uso de rotinas gráficas, principalmente

as utilizadas pelo Clipper, aconselha-se utilizar máquinas com maiores recursos computacionais, pois do contrário o desempenho do sistema não será satisfatório. Tanto o *software* quanto o *hardware* foram testados em máquinas menores, do tipo 286 e 386, que obviamente comprometeram a velocidade de processamento.

4.4.2 - Placa de aquisição de dados

Sabemos que os microcomputadores trabalham com valores digitais, ou seja, bits, bytes, words, etc. Porém em muitas aplicações temos sensores, controladores e outros dispositivos que trabalham com valores analógicos de tensão ou de corrente elétrica. Para que o microcomputador tenha acesso a esses dados é preciso realizar uma conversão dos valores analógicos para digitais e vice versa. Conforme mencionado anteriormente, o objetivo do trabalho é buscar solução no mercado nacional, sendo grande a oferta destas placas, conhecidas como placa de aquisição de dados. São projetadas para serem conectadas diretamente nos *barramentos de dados* dos microcomputadores. O módulo de aquisição dos valores da amplitude utiliza uma placa de aquisição de dados, marca Advantech, modelo PCL-711 com as seguintes características:

- 16 entradas A/D (analógica - digital) com 12 bits de resolução;
- variação da tensão de entrada dos canais A/D: $\pm 5V$, $\pm 2.5V$, $\pm 1.25V$, $\pm 0.625V$, $\pm 0.3125V$, programado por *software*;
- 2 saídas D/A (digital - analógica) com 12 bits de resolução;
- variação da tensão de saída dos canais D/A: 0 - 5V, 0 - 10V, programado por *software*;
- 16 entradas digitais compatível com lógica TTL;
- 16 saídas digitais compatível com lógica TTL;
- nível de interrupção IRQ programável, para transferência de dados A/D;
- *software* residente para controle e funcionamento da placa;
- biblioteca com funções conforme o tipo de linguagem utilizada;
- suporta linguagens de programação como Microsoft C/C++, Turbo Pascal, Borland C/C++, Microsoft Pascal, GWBASIC QuickBASIC (versão 4.0 ou superior) e BASICA;
- tempo de conversão dos canais A/D de 25us;

- tempo de conversão dos canais D/A de 30us.

No módulo de aquisição de dados utilizam-se 12 entradas A/D, relativo aos transdutores localizados em 12 articulações de interesse. A utilização de outra placa de aquisição de dados, com as mesmas características da especificada, também funcionará, porém, deve-se alterar apenas a rotina do *software* do sistema responsável pela interface que se comunica com o *driver* da placa.

4.4.3 - Transdutores

Os transdutores apropriados para o trabalho desenvolvido devem converter uma informação analógica relativa a um movimento angular (amplitude do movimento) em um sinal elétrico analógico de tensão ou corrente. Para a implementação do sistema dois tipos de transdutores foram considerados: transdutor baseado em resistência ôhmica e transdutor baseado em luz infravermelha. Outra característica importante sobre os transdutores é sobre sua fixação. É extremamente importante ter-se uma fixação onde o movimento do atleta não possa exercer nenhuma influência no transdutor, pois isso leva à leituras incorretas de valores angulares.

4.4.3.1 - Transdutor baseado em resistência ôhmica

O transdutor baseado em resistência ôhmica utiliza o princípio de funcionamento de um potenciômetro. Potenciômetro é um componente eletrônico, que pode ser definido como um resistor variável. Conforme ilustrado na Figura 3.3, o potenciômetro possui três terminais; o terminal (+V) e o (-V), que corresponde à tensão de alimentação do dispositivo, e o terminal (SAÍDA), que corresponde o valor de tensão entre (+V) e (-V) proporcional ao valor da resistência ôhmica entre o terminal cursor e os terminais fixos. A variação desta resistência ocorre com a rotação do eixo central, conforme pode ser verificado na Figura 4.3, variando assim o valor da tensão de saída.

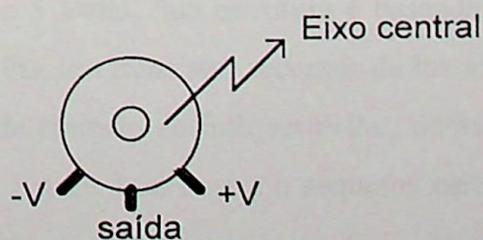


Figura 4.3 Potenciômetro (vista frontal)

O transdutor utilizado baseia-se em um potenciômetro de fio, que trabalha na faixa de tensão de 0 à 5 Volts, conforme ilustrado na Figura 4.4.

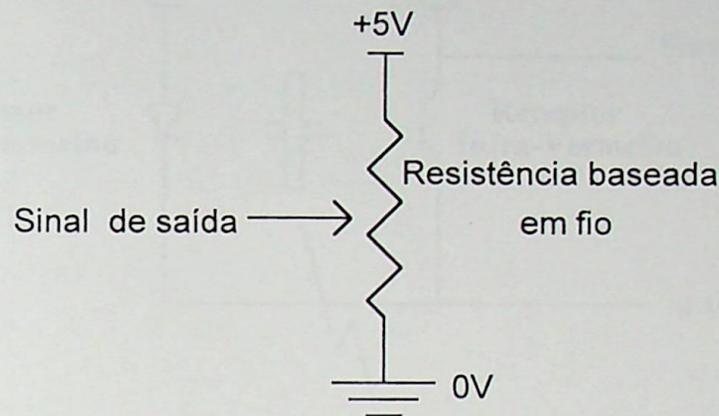


Figura 4.4 Transdutor baseado em potenciômetro de fio

A principal vantagem deste transdutor deve-se ao fato deste dispositivo ser de uso comercial, sendo de fácil aquisição e possuindo um custo relativamente baixo. Além disso, possui uma ótima linearidade na conversão da amplitude do movimento em valores de tensão, o que é fundamental para o sistema.

Sua desvantagem é o desgaste. Algumas horas de treinamento podem deixar o transdutor completamente danificado, sendo necessária sua substituição. Este foi o principal motivo do desenvolvimento de outro dispositivo, que é relacionado a seguir.

4.4.3.2 - Transdutor baseado em luz infravermelha

Este transdutor foi desenvolvido pela empresa KLD Biosistemas E. E. Ltda. Ele é baseado em luz infravermelha, necessita de uma fonte de alimentação de tensão de 0 à 12 Volts, porém a variação do sinal ocorre entre 0 a 5 Volts. Sua estrutura é baseada em um LED (Light Emitting Diode) emissor de luz infravermelha, um transistor receptor de luz infravermelha e um filme fotográfico que define a intensidade de emissão do infravermelho, definindo assim o valor máximo e mínimo da variação da tensão. A Figura 4.5a ilustra o esquema elétrico do transdutor e a Figura 4.5b o esquema do filme fotográfico.

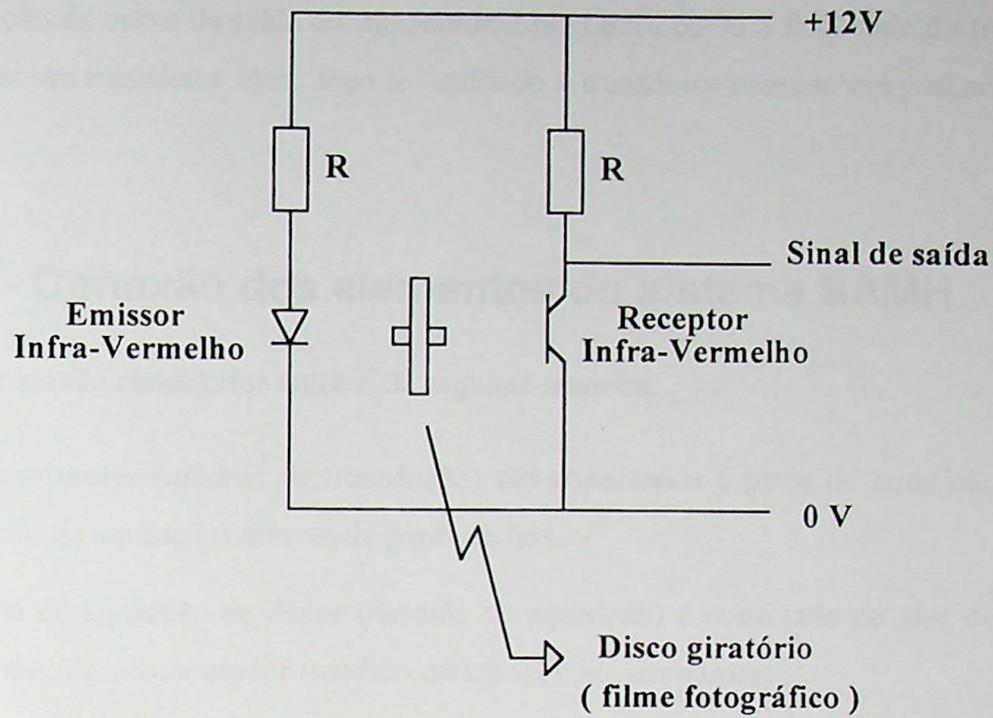


Figura 4.5a Transdutor baseado em infravermelho

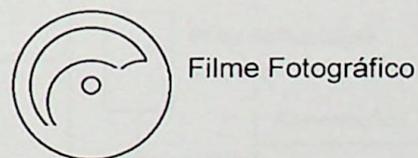


Figura 4.5b Desenho do Disco Giratório

Sua principal vantagem em relação ao transdutor baseado em potenciômetro de fio é o desgaste. Com este dispositivo, o disco giratório, composto por um filme fotográfico, não tem contato com nenhuma superfície. Com isso foi possível aumentar de forma significativa sua durabilidade.

Uma desvantagem deste dispositivo é a linearidade. O disco giratório possui um desenho, conforme mostrado na Figura 4.5b, com o qual define-se a linearidade do dispositivo. Foram desenvolvidas algumas versões deste dispositivo, porém não se conseguiu a linearidade desejada para o funcionamento do sistema. Através de uma rotina implementada por *software*, é possível reali-

zar a linearização da curva de saída do transdutor. Entretanto, como a finalidade do trabalho não era desenvolver um transdutor ideal, logo foi utilizado o transdutor baseado em potenciômetro de fio.

4.4.4 - Conexão dos elementos do sistema SAMH

Os módulos são conectados entre si da seguinte maneira:

- os transdutores (módulo de transdução) são conectados à placa de aquisição de dados (módulo de aquisição) através de pares de fios.
- a placa de aquisição de dados (módulo de aquisição) é conectada no slot de entrada e saída do microcomputador (módulo de leitura e armazenamento).

A Figura 4.6 ilustra o diagrama de conexão entre os componentes.

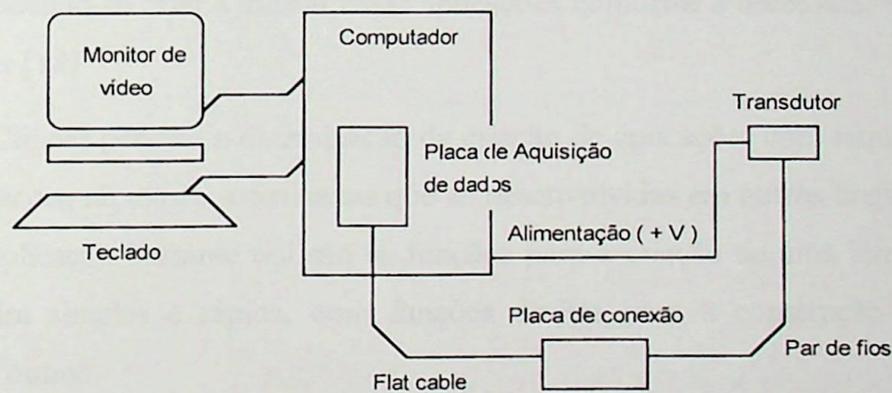


Figura 4.6 Conexão do sistema SAMH

4.5 - SOFTWARE

O *software* do sistema foi desenvolvido na linguagem de programação Clipper e na linguagem C. Possui rotinas com funções destinadas ao controle de todo o sistema. Rotinas de gerenci-

amento de banco de dados, interface com o usuário, aquisição de dados, apresentação de resultados em gráficos, ajuda e outras.

Essas rotinas estão relacionadas com o Clipper, com a CLBC, com a linguagem C e com a placa de aquisição de dados. Portanto, quando o *linkador* é chamado, todas as bibliotecas relacionadas com as funções especificadas são incluídas, para gerar o *software* executável. O *linkador* utilizado foi o RTLINK, que acompanha o ambiente de desenvolvimento Clipper.

4.5.1 - Linguagem Clipper

Uma das aplicações usuais para os computadores nos dias de hoje, é a organização de arquivos de dados. Os objetivos dessa organização de dados são principalmente obter consultas, efetuar cálculos matemáticos, gerar relatórios, fazer análises de resultados de uma determinada aplicação etc. O Clipper é atualmente um sistema completo para desenvolvimento de aplicações baseadas em arquivos de dados, tendo se originado de um dos *softwares* de maior aceitação no mercado mundial, o DBASE III. O Clipper permite o desenvolvimento de aplicações destinadas a banco de dados, podendo-se criar e utilizar essas aplicações conforme a necessidade de armazenar e gerar informações [18].

Portanto, o Clipper permite a dinamização da criação de aplicações com arquivos de dados, tornando-as mais fáceis, rápidas e sofisticadas que as desenvolvidas em outras linguagens de programação. Outra aplicação bastante útil são as funções para a criação de uma interface homem-máquina de maneira simples e rápida, com funções diretas para a construção de telas com "Menus", "Help" e outras.

Porém, o Clipper também possui suas deficiências. Como mencionado anteriormente, não possui uma biblioteca gráfica que acompanha seu ambiente de programação. Para solucionar esta deficiência foi desenvolvida uma biblioteca chamada CLBC. Contudo, suas funções gráficas são lentas e não possuem muitas funções comparadas a linguagem C. Também não possui acesso diretamente ao *hardware* do computador, manipulação de números a nível de bits, possibilidade de criar vetores de interrupção para se trabalhar com interrupções externas do microcomputador e outras.

Logo, pode-se perceber que a grande característica da linguagem Clipper é conter funções apropriadas e preparadas para a criação, manipulação, manutenção, e outras funções relativas a banco de dados. Esse foi o principal motivo de sua utilização no sistema, ou seja, a possibilidade

de armazenar grande número de atletas, treinamentos, resultados dos treinamentos e outras informações de interesse. No *software* do sistema, a linguagem Clipper é responsável pelas seguintes tarefas:

- tela de abertura;
- acesso ao banco de dados, com possibilidade de incluir, copiar (*back-up*), consultar, excluir, alterar seus dados;
- interface homem-máquina, através de "Menus", "Help", apresentação de informações contidas no banco de dados;
- apresentação de resultados obtidos nos treinamentos, através de gráficos; e
- comunicação com a linguagem C através de passagem de parâmetros.

Algumas rotinas do *software* trabalham no modo gráfico de vídeo. Como o *compilador* Clipper não possui uma biblioteca gráfica incluída em suas bibliotecas padrões, as rotinas em Clipper que utilizam esse modo foram desenvolvidas a partir da biblioteca de funções gráficas para o Clipper, a CLBC. A CLBC é uma biblioteca gráfica para o Clipper, que foi desenvolvida para resolver problemas de aplicações em Clipper, que necessitem funções gráficas, tais como:

- funções para desenhos de círculos, elipses, retângulos, retas, pontos;
- funções para textos com formatos de vários tipos de letras (itálico, romano, triplex, small, simplex, etc);
- funções de manipulação de tela com arquivos e memória, utilizadas para movimentação de imagens;
- funções para desenhos de gráficos comerciais (tipo linha, pizza, marca e barra);

As funções da CLBC funcionam para vários padrões de vídeo encontrados comercialmente: CGA, VGA, EGA, HERCULES e outros. Para a configuração do tipo de padrão de vídeo a ser utilizado, existem os *drivers* de vídeo que acompanham a CLBC. Esses *drivers* são *softwares* residentes que configuram o vídeo para o padrão utilizado pelas funções da CLBC.

O *software* do sistema possui rotinas gráficas em Clipper, que realizam a tela de abertura do *software* e a apresentação dos resultados em gráficos. O vídeo é configurado para o padrão EGA

de alta resolução, através do *driver* BCEGAAR. A versão utilizada do *compilador* Clipper foi o Clipper 5.01, e a biblioteca gráfica foi a CLBC versão 2.5 .

4.5.2 - Linguagem C

As linguagens de programação, de uma maneira geral, possuem características próprias. Por exemplo, a linguagem APL tem sua aparência hieroglífica, a linguagem Assembler têm seus mne-mônicos, Pascal e Clipper têm sua aparência de fácil leitura, e assim por diante. A linguagem C contém poucas estruturas de sintaxe familiares e amistosas, encontradas em outras linguagens de programação. Alguns programadores acham a sintaxe da linguagem C um pouco obscura e talvez intimidativa. Possui estranhos operadores e uma superabundância de ponteiros, porém com sua utilização no dia a dia, pode-se descobrir suas grandes vantagens e poderes [14]. Algumas dessas características do C são listadas a seguir:

- comandos: C é uma linguagem extremamente pequena. Existem menos regras de sintaxe em C do que em outras linguagens. A linguagem C original possuía apenas 27 palavras-chave. Mais tarde, a linguagem C++ acrescentou mais onze, num total de 43.
- velocidade: o código C produzido por muitos *compiladores* existentes no mercado tende a ser muito eficiente. A combinação de uma linguagem pequena, próxima do *hardware*, faz com que muitos programas escritos em C processem com velocidades próximas de suas equivalentes na linguagem Assembler.
- linguagem Estruturada: contém todas estruturas de uma linguagem moderna. Possui laços *for*, construções *if* e *if-else*, instruções *case* e laços *while*.
- fácil interface com Rotinas Assembler: possui um método bem definido para chamar rotinas de linguagem Assembler. Isso permite aplicações que requeiram rotinas de alto nível e rotinas assembler.
- manipulação de Bits: em várias aplicações é necessário manipular objetos no nível de bits. A linguagem C possui uma rica série de operadores de manipulação de bits.
- biblioteca de Funções Especiais: possui bibliotecas com recursos gráficos, manipulação de arquivos, entrada de dados, comunicações e funções de suporte geral.

A linguagem C possui além dessas características, outras importantes, que levaram à sua aceitação da em Ciência, Engenharia e aplicações comerciais.

O *software* do sistema possui uma rotina em linguagem C que é acessada pelo Clipper. A linguagem C foi utilizada devido à velocidade de atualização de dados na tela, acesso ao *hardware* do microcomputador e utilização de funções específicas de manipulação da placa de aquisição de dados contidas em sua biblioteca de funções.

Para uma melhor definição da interface homem-máquina, todas as funções de apresentação de dados foram realizadas no modo gráfico. As funções gráficas em C (ao contrário do Clipper) são partes integrantes da biblioteca gráfica do *compilador* C, porém, essas funções gráficas diferem de *compilador* para *compilador*. O *compilador* C utilizado foi o da Microsoft versão 6.0. Ele não necessita do *driver* de vídeo, pois possui uma função que verifica a placa de vídeo instalada no microcomputador e define o padrão de vídeo a ser utilizado pelas funções gráficas. Outro *compilador* C também pode ser utilizado, como por exemplo o Turbo C++ da Borland. Porém, foi utilizado o da Microsoft devido à incompatibilidade entre o Clipper e o Turbo C, no que se diz respeito as funções gráficas. As tarefas realizadas pelas funções desenvolvidas na linguagem C são as seguintes:

- realizar a leitura dos valores digitais, relativos à amplitude do movimento, através da placa de aquisição de dados;
- realizar uma função de filtro digital nos valores adquiridos;
- armazenar em um arquivo temporário esses valores, bem como o número do treinamento realizado, o número do transdutor e o tempo em que ocorreu a amostra;
- armazenar em um arquivo temporário, o tempo em que ocorreu fases de dor, além do número do treinamento e número do transdutor;
- atualizar a tela em tempo real com o valor da amplitude do movimento. Esta informação é apresentada ao usuário através de *bargraph* e valores numéricos entre 0 à 180°;
- acessar o relógio do microcomputador para funções de temporização;
- sinalizar para o Clipper se este deve ou não guardar dados sobre o treinamento realizado.

As funções que realizam a leitura dos valores digitais relativos à amplitude do movimento estão relacionadas diretamente com a placa de aquisição de dados. Essas funções são definidas na biblioteca de funções que acompanha a placa de aquisição de dados. Essa biblioteca é chamada pelo *linkador*, no momento de gerar o programa executável. Além disso, essas funções necessitam de um *software* residente para controlá-las. Este *software* é executado antes do *software* do

sistema. A rotina em C utiliza três dessas funções, uma de inicialização da placa, outra de inicialização do conversor A/D e uma de leitura dos valores convertidos.

Exemplo das funções:

- `pci711(3,parâmetros) => função (3)`, inicializa a placa conforme a variável `parâmetros`;
- `pci711(4,parâmetros) => função (4)`, inicializa o conversor A/D conforme a variável `parâmetros`;
- `pci711(5,vetor) => função (5)`, ler o valor da conversão e coloca os valores na variável `vetor`.

A variável `parâmetros` é uma matriz unidimensional definida pelo programador, conforme o funcionamento desejado da placa. A variável `vetor` também é uma matriz unidimensional que armazena o valor convertido dos 12 transdutores.

A rotina em C também é responsável pela criação de dois arquivos temporários. Um arquivo armazena o número e a duração do treinamento, enviados pelo Clipper, o número do transdutor, o valor da amplitude do movimento e a hora em que ocorreram os valores máximos e mínimos de amplitude. O outro arquivo armazena o número do treinamento, o número do transdutor e o momento em que o atleta teve a percepção de dor, causada pela fadiga muscular durante a realização do exercício. Neste momento o atleta avisa ao *treinador*, que pressiona uma tecla do microcomputador, armazenando os valores no arquivos.

Uma função de muita importância da rotina em C é o filtro digital. A placa de aquisição de dados recebe o valor analógico de tensão, entregue pelo transdutor, e converte para uma palavra digital de 12 bits (0 à 4096). Porém a tensão analógica de entrada possui variações na ordem de milivolts. A placa de aquisição de dados reconhece essa variação, convertendo-a em valores digitais para a leitura do *software* do sistema. Portanto, a palavra de 12 bits sofre variações de ± 1 à 2 bits. Para solucionar esse problema foi inserido na rotina de interface da placa uma função que funciona como um filtro. As variações correspondentes ao ruído são desprezadas e a rotina faz a aquisição apenas os valores de amplitude do movimento. Essa rotina compara o valor lido anteriormente com o valor atual. Se esse valor estiver fora da faixa de ± 2 bits do valor anterior, essa amostra não é ruído, e o *software* do sistema define um valor de amplitude para ela. Quando a amostra é ruído, o *software* do sistema descarta-a.

Outra função relevante implementada em C é uma função que define valores máximos e mínimos da amplitude. A placa de aquisição de dados possui uma frequência de amostragem de 20 Hz. Com essa frequência, vários valores angulares de amplitude são amostrados, porém, o que interessa são os valores máximos e mínimos do movimento, ou seja, se um atleta realizou um movimento que vai de 40° a 120°, a rotina possui uma função que armazena apenas os valores 40° e 120°. Os valores intermediários são desprezados. Além disso, um fator importante desta função é o número de amostras aquisitadas. Ela armazena apenas os máximos e mínimos, com isso, a quantidade de memória do microcomputador diminui de forma significativa.

4.5.3 - Interface entre o Clipper e C

A utilização de Clipper com C, deveu-se ao fato de obter as vantagens mencionadas anteriormente, que as duas linguagens possuem. A comunicação entre o Clipper e C ocorre através de chamada de função. Uma função é uma rotina escrita de forma ordenada e lógica, que desempenha tarefas ou operações específicas [2]. Seu formato é o seguinte:

```
< variável de retorno > = NOME_FUNÇÃO ( < lista de argumentos > )
```

Na comunicação de Clipper com C, é utilizado no código em Clipper uma função, escrita em C, que possui o mesmo formato das funções em Clipper. Por exemplo:

- função em Clipper que calcula raiz quadrada:

```
raiz = SQTR ( x )    // a função calcula a raiz quadrada de x e retorna o
                    // valor na variável raiz
```

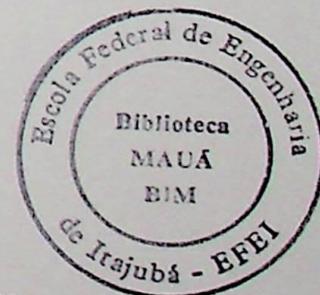
- para a função em C utilizada pelo *software* do sistema:

```
ret = Real_time ( num_treino, dur_treino )
```

onde: ret -> variável que retorna valor ao Clipper;

num_treino -> variável passada ao C com o número do treinamento;

dur_treino -> variável passada ao C com a duração do treinamento.



Uma vez chamada a função *Real_time* a rotina em C será executada. Sua primeira tarefa é receber as variáveis enviadas pelo Clipper. Nesse momento a função em C funciona de maneira diferente que uma função em Clipper, as variáveis são recebidas através de funções definidas em uma biblioteca Clipper que tem como objetivo a interface com C.

Exemplo 1: funcionamento de uma função em Clipper, chamada por uma rotina escrita em Clipper:

- rotina que chama a função SQTR:

```
.    < rotina principal >
```

```
.    < código Clipper >
```

```
.
```

```
raiz = SQTR ( 4 )
```

- definição da função SQTR:

```
FUNCTION SQTR ( x )
```

```
< corpo da função >
```

```
RETURN ( raiz_x )
```

- a função recebe o valor "4" passado pela rotina principal, e armazena em "x"; calcula a raiz quadrada de x e retorna o valor pela variável "raiz_x"; rotina principal recebe esse valor na variável "raiz".

Exemplo 2: funcionamento de uma função em C, chamada por uma rotina escrita em Clipper:

- rotina que chama a função Real_time:

```
.    < rotina principal >
```

```
.    < código Clipper >
```

```
.
```

```
ret = Real_time( num_treino, dur_treino )
```

- definição da função Real_time:

```
Real_time( )
```

```
{
```

< definição de variáveis >

```
int var1, var2;
```

```
var1 = _parni( 1 );    // recebe parâmetro 1 enviado pelo Clipper
```

```
var2 = _parni( 2 );    // recebe parâmetro 2 enviado pelo Clipper
```

< corpo da função >

```
_retl( valor_logico ); } // retorna valor lógico ao Clipper
```

- a função recebe o valor "num_treino" passado pela rotina principal, e armazena em "var1"; recebe o valor "dur_treino" e armazena em "var2"; realiza as funções da rotina C; retorna um valor lógico (falso ou verdadeiro) ao Clipper.

Portanto como mostrado no exemplo 2, o Clipper passa ao C, o valor do número e a duração do treinamento e o C retorna ao Clipper um valor lógico informando se o treinamento realizado deve ou não ser armazenado. A função em C gera um arquivo temporário com o número do treinamento, o número dos transdutores, o valor das amplitudes convertidos em graus e o tempo em que ocorreram os valores das amplitudes. Com o valor lógico retornado ao Clipper, este analisa esta variável e se a informação é verdadeira ele copia esse arquivo para um arquivo padrão Clipper (.dbf), apagando o arquivo gerado pelo C. Por outro lado, se a informação for negativa, o Clipper apenas apaga o arquivo gerado em C, não armazenando o treinamento realizado. Apesar das vantagens da utilização das duas linguagens, alguns procedimentos devem ser tomados para evitar erros de *compilação, linkedição e execução*.

Na compilação da rotina C:

- utilização de modelo de memória "largo";
- desativagem de checagem de "pilha".

Na linkedição:

- ordem na chamada das bibliotecas do Clipper e C.

•

- consultar e excluir atletas cadastrados;
- realizar treinamento.

Na inclusão de atletas define-se duas variáveis: a nome do atleta e a duração de treinamento. Essas variáveis são armazenadas no banco de dados do sistema, no arquivo "MHCAD.dbf". A duração do treinamento é usada pela rotina em C para temporização do treinamento. O banco de dados do sistema é composto dos arquivos (.DBF) e é apresentado no próximo item.

A consulta de atletas, apresenta um lista dos atletas cadastrados no sistema, realizado pelo item "Cadastro de Atletas". Na hora da apresentação, é possível realizar a exclusão do atleta que o usuário desejar, bastando para isso simples uso de teclas de função do microcomputador.

No item "Realizar Treinamento" está definida a rotina em C. Primeiramente, é apresentada uma lista dos atletas cadastrados no sistema, para que o usuário defina que atleta será submetido ao treinamento. Uma vez definido o atleta, cinco variáveis são definidas: nome do atleta, duração do treinamento (variáveis definidas no arquivo "MHCAD.dbf"), dia, hora e número do treinamento. A partir daí a rotina em C é chamada. Quando a rotina retorna, é verificado se o treinamento deve ou não ser armazenado. Se o treinamento for armazenado, isto se faz nos arquivos "MHTRN.dbf", "MHAMT.dbf" e no "MHDOR.dbf", referentes ao banco de dados.

Nesse item "Cadastro de Atletas" do menu principal, praticamente todo banco de dados do sistema é definido. O nome do atleta, a duração do treinamento, dia, hora, número do treinamento, as amostras com valores da amplitude, número do transdutor, momento dos valores máximos e mínimos do movimento, momento de mudança de estado de fase de dor do treinamento são armazenadas nos quatro arquivos referenciados acima. Esses arquivos compõem o Banco de Dados do Sistema .

O item " Análise de Resultados", do menu principal, possui os seguintes módulos:

- analisar resultados;
- consultar e excluir treinamentos;
- copiar treinamentos (*back-up*).

No módulo "Analisar Resultados" é apresentada uma lista com o nome do atleta, dia e hora do treinamento. Tendo o usuário definido qual treinamento deseja analisar, é aberta uma janela

com o tipo de análise desejada, análise gráfica ou análise numérica. Na análise gráfica o usuário define o transdutor de interesse (1 à 12) e se deseja analisar a amplitude ou velocidade ou aceleração. Uma vez definidos esses parâmetros, o gráfico desejado é apresentado na tela. O usuário tem a possibilidade de analisar o momento que desejar do treinamento, através das teclas de função do microcomputador. A rotina gráfica foi escrita utilizando as funções gráficas da CLBC. Como na "abertura do *software*", o *driver* gráfico de alta resolução é utilizado para definição do padrão EGA. Na análise numérica o usuário define um intervalo de tempo em que deseja obter dados sobre o treinamento, bem como o transdutor de interesse.

No módulo "Consultar Resultados", como no item "Analisar Resultados", é apresentada uma lista com o nome do atleta, dia e hora do treinamento. O usuário pode apagar o registro do treinamento através de teclas de função do microcomputador.

No módulo "Copiar Resultados", é possível realizar um back-up dos treinamentos. Esse item foi implementado visando a liberar memória do microcomputador.

No item "Ambiente de Trabalho" do menu principal tem-se a possibilidade de acessar unidades de disquetes. Esse item é utilizado para analisar treinamentos que foram copiados para disquetes (*back-ups*). O menu principal também possui um item para retornar ao sistema operacional.

4.5.5 - Definição do banco de dados

O banco de dados do sistema é responsável pelo armazenamento dos dados referentes aos atletas e aos treinamentos. Ele é formado por cinco arquivos:

- arquivo de cadastramento;
- arquivo de treinamento;
- arquivo de resultados;
- arquivo de fases de dor;
- arquivo de treinamento excluído.

O arquivo de cadastramento armazena o nome do atleta e a duração do treinamento. Sua estrutura é a seguinte:

- registro do Nome do Atleta;
- registro do Tempo de Duração do Treinamento;

Registro	Nome do Atleta	Duração do Treinamento
1		
2		
3		
n		

O arquivo de treinamento armazena o nome do atleta, a duração, o dia, a hora e o número do treinamento. Sua estrutura é a seguinte:

- registro do Nome do Atleta;
- registro do Tempo de Duração do Treinamento;
- registro do Dia do Treinamento;
- registro da Hora do Treinamento;
- registro do Número do Treinamento.

Registro	Nome do Atleta	Duração do Treinamento	Dia do Treinamento	Hora do Treinamento	Número do treinamento
1					
2					
3					
n					

O arquivo de resultados armazena o número do treinamento, o valor da amplitude, o número do transdutor e o tempo em que ocorreram os valores máximos e mínimos de amplitude. Sua estrutura é a seguinte:

- registro do Número do Treinamento;
- registro do Valor da Amplitude;
- registro do Número do Transdutor;

interesse de um atleta. O sistema é baseado em dispositivos comerciais e utiliza basicamente um microcomputador compatível IBM-PC e uma placa de aquisição de dados. O *software* desenvolvido apresenta uma simplicidade na sua operação, de forma que qualquer pessoa, mesmo não tendo intimidade com microcomputadores, possa operá-lo sem maiores problemas

A utilização de duas linguagens de programação pôde ser muito útil em certas aplicações, pela facilidade que essas linguagens, no caso Clipper e C, podem trazer para o projeto. Porém, ficou claro que para projetos que exigem modo gráfico, interrupções e outros dispositivos de programação, a combinação das duas linguagens apresenta algumas restrições e limitações que dificultam o desenvolvimento do *software*.

5.2 - PROTOCOLO EXPERIMENTAL

5.2.2 - Elementos Utilizados

CAPÍTULO 5 - TESTE DA INSTRUMENTAÇÃO

5.1 - INTRODUÇÃO

Este capítulo apresenta os resultados experimentais relativos aos testes realizados com o SAMH. São mostrados os elementos utilizados e a metodologia aplicada, as grandezas medidas e derivadas e os resultados obtidos pelo sistema. Foram selecionados indivíduos que se submeteram a exercícios de articulação de joelho em uma mesa extensora. Posteriormente, os dados provenientes dos exercícios foram processados e exibidos em tabelas e gráficos para análises.

O objetivo da realização dos testes foi exclusivamente comprovar o funcionamento do sistema e mostrar a viabilidade de uma instrumentação no processamento de dados. Os resultados obtidos são utilizados como informações adicionais para os profissionais que utilizem o sistema, não havendo desta forma, nenhuma preocupação com comparações estatísticas.

5.2 - PROTOCOLO EXPERIMENTAL

O protocolo experimental utilizado nos testes do SAMH é dividido em duas partes, os elementos utilizados e a metodologia aplicada.

5.2.2 - Elementos utilizados

a) Ambiente e material

Os testes foram realizados na Academia de Musculação Corpore, localizada na cidade de Amparo (SP), com acompanhamento do Professor de Educação Física Daniel Alves de Oliveira. Foi utilizado uma máquina extensora, cuja função é realizar exercícios de extensão de joelho. Na

realização dos exercícios, a máquina foi preparada com as cargas de 0Kg (peso da própria máquina), 3Kg e 5Kg.

b) Seleção dos indivíduos

Foram selecionados aleatoriamente três indivíduos para realizarem os testes. O objetivo dessa escolha aleatória foi não ter expectativa sobre os resultados, ou seja, não ter um pré-conhecimento sobre as características dos atletas no que diz respeito à frequência na prática de atividades esportivas, ou mesmo, sobre o tipo de esporte praticado. Daqui em diante, para apresentação dos resultados em tabelas e gráficos, e também para as discussões e conclusões sobre os testes, adotaremos os seguintes nomes para os indivíduos que participaram dos testes: Atleta A, Atleta B e Atleta C.

c) Transdutores

No teste foi utilizado apenas um transdutor fixado na articulação do joelho direito, conforme ilustrado na Figura 5.1, e conectado a uma das entradas do sistema. O transdutor utilizado foi do tipo potenciômetro

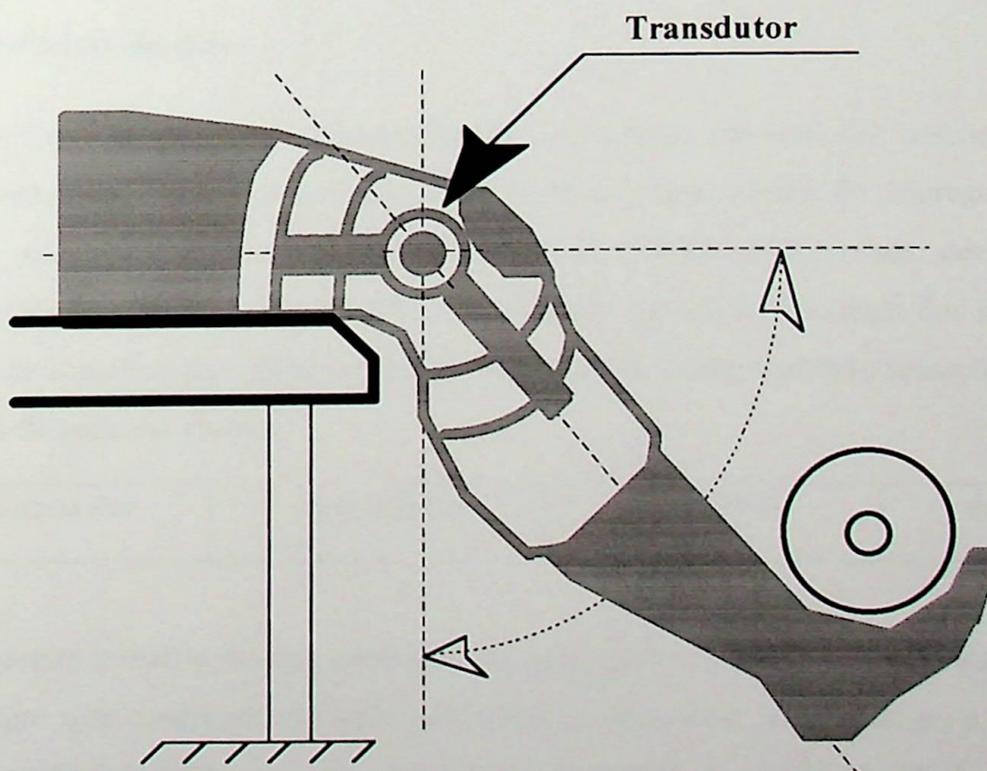


Figura 5.1 - Fixação do transdutor em joelheira articulada

5.2.3 - Metodologia aplicada

A metodologia aplicada nos testes do SAMH foi a seguinte:

a) Tipo e duração do exercício

Os indivíduos foram submetidos a exercícios de extensão do joelho direito, em uma mesa extensora, trabalhando a musculatura agonista da coxa direita. Os testes foram realizados em três etapas, com um espaçamento de sete dias entre elas. A cada etapa o indivíduo trabalhou com uma carga diferente. Sendo que na primeira etapa a carga foi de 0Kg, na segunda 3Kg e na terceira de 5kg. Esse espaçamento de sete dias foi adotado para evitar possíveis dores tardias, conseqüentes dos exercícios. Os testes foram realizados sem definição de tempo, sendo executados até o limite de dor suportável pelo atleta. Isso foi adotado para que a *fases de dor*, conforme será definido no próximo item, pudesse ser analisada e apresentada em tabelas e gráficos gerados pelo sistema.

O motivo pelo qual foi escolhido esse tipo de exercício, deve-se à simplicidade de fixação dos transdutores. Um outro tipo de exercício requer uma fixação mais elaborada exigindo o desenvolvimento de um mecanismo apropriado.

b) Fases de dor

As fases de dor foram divididas durante o exercício em: sem dor, desconforto, dor fraca e dor intensa. Para quantificar as sensações relativas as fases de dor foi empregado o método psicofísico sensorial unidimensional por utilização de classificações verbais, devido ao caráter de relativa simplicidade de aplicação e boa consistência quanto às diferenças dos limiares dolorosos. Através da classificação verbal se permitia aos indivíduos associarem as sensações dolorosas a um conjunto de palavras chaves:

nenhuma dor	desconforto	dor fraca	dor intensa.
-------------	-------------	-----------	--------------

Durante à realização dos exercícios foi solicitado aos indivíduos que relatassem ao *treinador* sempre que ocorresse alteração nos limiares dolorosos, associando-os a uma das palavras chaves, e principalmente, que não chegassem até o nível de dor insuportável, podendo acarretar lesões por sobrecarga. O sistema possui uma tecla no microcomputador que define as fases de dor. Quando são relatadas ao *treinador*, este pressiona a tecla, sendo esses valores armazenados

no banco de dados do sistema. Na apresentação dos gráficos, as fases de dor aparecem em cores diferenciadas e nas tabelas definidas pelo intervalo de tempo em que ocorreram.

5.3 - GRANDEZAS MEDIDAS E DERIVADAS

Antes de definir as variáveis geradas pelo SAMH, será definido a convenção angular adotada. Os limites mínimo e máximo medidos pelo transdutor são 0° e 180° respectivamente. Sendo que 180° corresponde à articulação do joelho completamente em extensão e 0° corresponde à um valor teórico da articulação do joelho completamente flexionado, na prática o limite máximo do joelho flexionado está em torno de 30° . Esta convenção foi adotada com a finalidade de ter-se valores concêntricos positivos e excêntricos negativos, para velocidade e aceleração. A Figura 5.2 apresenta o exercício de extensão de joelho utilizado no teste do sistema conforme convenção adotada.

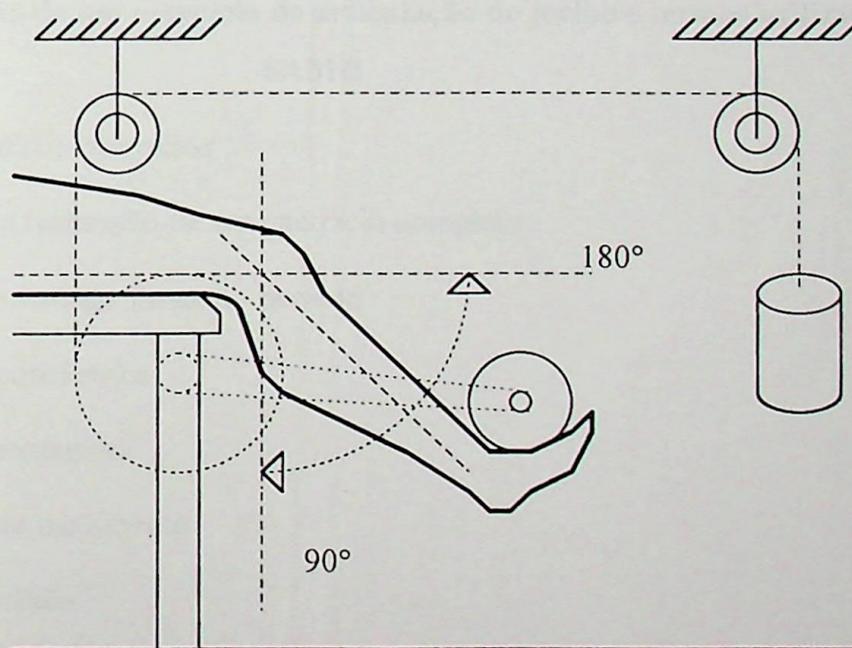


Figura 5.2 - Exercício de extensão do joelho e a convenção angular adotada no SAMH

Dois grandezas são medidas diretamente pelo SAMH, o deslocamento angular θ e o tempo t . As outras grandezas são derivadas, seja por manipulação de θ e t ou de relações entre θ e t . Os

a) θ med - valor de amplitude média

A partir das variáveis θ_{max} e θ_{min} o sistema calcula: a) θ med - valor de amplitude média

É definida pela média entre a amplitude máxima e mínima.

$$\theta_{med}(i) = \frac{\theta M(i) + \theta m(i-1)}{2}$$

b) Amp - valor de amplitude

É o valor do deslocamento angular entre a amplitude máxima e mínima.

$$Amp(i) = \theta M(1) - \theta m(i-1)$$

c) Número de exercícios

O sistema conta quantos exercícios foram realizados tendo como referência o θ_{max} ou o θ_{min} .

d) ω (conc) - velocidade concêntrica

A velocidade concêntrica é definida como sendo a velocidade desenvolvida entre a amplitude de mínima e máxima.

$$\omega_{med}(i)(conc) = \frac{\theta M(i) - \theta m(i-1)}{T(i) - t(i-1)} = \frac{\Delta \theta (conc)}{\Delta t (conc)}$$

e) ω (excen) - velocidade excêntrica

A velocidade excêntrica é definida como sendo a velocidade desenvolvida entre a amplitude máxima e mínima.

$$\omega_{med}(i)(excen) = \frac{\theta m(i+1) - \theta M(i)}{t(i+1) - T(i)} = \frac{\Delta \theta (excen)}{\Delta t (excen)}$$

tempo. Outra variável apresentada é o desvio padrão, sendo que o SAMH não realiza o cálculo dessa variável. Para obter o desvio padrão foi utilizado um programa chamado Excel. Este programa lê os arquivos gerados pelo SAMH e realiza o cálculo. Através do Excel pode-se conseguir, não só o desvio padrão, mas outras variáveis relacionadas com estatística.

Além das tabelas, o SAMH apresenta gráficos. Como abordado no capítulo 4, o SAMH possui uma rotina de filtro digital onde apenas os valores máximos e mínimos da amplitude são armazenados. Portanto, os gráficos apresentados são em formas de barras, correspondendo à esses valores. Novamente utilizando os recursos do Excel, consegue-se uma interpolação gráfica, gerando os gráficos relativos ao movimento. Deve-se salientar que esses gráficos são uma aproximação da realidade, já que a interpolação é realizada com base em uma função matemática, que pode haver distorções.

Nesta dissertação são apresentados os gráficos de amplitude do movimento, relativos aos testes do sistema. O SAMH também é capaz de gerar gráficos da velocidade e aceleração. Além disso, são apresentados histogramas em relação a amplitude (Amp), sendo que também é possível ser calculado para qualquer variável e para qualquer intervalo de tempo.

O sistema é capaz de apresentar outras tabelas e gráficos, com outras características e outras variáveis, dependendo apenas da necessidade de análise. Nesta dissertação optou-se pela apresentação dessas informações, devido a necessidade de mostrar o funcionamento da instrumentação, sem uma análise ou treinamento específico.

5.4.1 - Tabelas

Nesta dissertação são apresentadas dois tipos de tabelas:

- tabela de valores médios totais; e
- tabela em relação as fases de dor.

5.4.1.1 - Tabela de valores médios totais

Este tipo de tabela apresenta o número de exercícios totais e valores de amplitude máxima, amplitude mínima, amplitude média, amplitude, velocidades concêntrica e excêntrica e acelerações concêntrica e excêntrica. São valores médios no intervalo total do exercício, para cada carga de

trabalho. Através desses parâmetros pode-se ter uma idéia de algumas características, em relação as cargas de trabalho, do exercício realizado, como por exemplo:

- pelo número de exercícios pode-se observar a relação entre o tempo de duração do exercício e as cargas de trabalho utilizadas;
- pelas variáveis relacionadas com a amplitude ($\theta_{min}, \theta_{max}, \theta_{med}$ e Amp.) tem-se a faixa angular desenvolvida durante o exercício e suas relações com as cargas de trabalho.
- observando as variáveis ω_{conc} , ω_{excen} , α_{conc} e α_{excen} tem-se a relação entre o movimento concêntrico e o excêntrico e suas relações com as cargas de trabalho.

Atleta A

Médias									
Carga	Nº total de exercício	θ_{max} [graus]	θ_{min} [graus]	θ_{med} [graus]	Amp. [graus]	$\omega_{(conc) med}$ [graus/s]	$\omega_{(excen) med}$ [graus/s]	$\alpha_{(conc) med}$ [graus/s ²]	$\alpha_{(excen) med}$ [graus/s ²]
0Kg	44	161,2	81,7	120,6	80,1	76,5	-73,9	148,0	-144,2
3Kg	43	164,5	82,5	123,5	82,7	86,4	-77,7	181,6	-163,7
5Kg	12	160,0	81,7	116,2	72,3	60,8	-79,1	112,2	-139,1

Atleta B

Médias									
Carga	Nº total de exercício	θ_{max} [graus]	θ_{min} [graus]	θ_{med} [graus]	Amp. [graus]	$\omega_{(conc) med}$ [graus/s]	$\omega_{(excen) med}$ [graus/s]	$\alpha_{(conc) med}$ [graus/s ²]	$\alpha_{(excen) med}$ [graus/s ²]
0Kg	183	160,6	97,5	128,9	63,1	64,5	-69,0	142,2	-153,3
3Kg	105	153,2	90,6	121,5	62,5	77,0	-72,2	174,2	-174,2
5Kg	49	148,9	78,9	113,4	70,0	69,6	-75,4	145,9	-164,7

Atleta C

		Médias							
Carga	Nº total de exercício	θ_{max} [graus]	θ_{min} [graus]	θ_{med} [graus]	Amp. [graus]	$\omega_{(conc)med}$ [graus/s]	$\omega_{(excn)med}$ [graus/s]	$\alpha_{(conc)med}$ [graus/s ²]	$\alpha_{(excn)med}$ [graus/s ²]
0Kg	21	146,9	78,2	111,6	68,7	66,0	-54,5	122,3	-95,9
3Kg	24	140,2	83,9	110,6	56,6	46,3	-44,6	80,2	-74,6
5Kg	17	138,4	88,0	112,0	50,4	45,6	-54,8	94,2	-114,3

5.4.1.2 - Tabela em relação as fases de dor

Este tipo de tabela apresenta o número de exercícios e valores de amplitude máxima, amplitude mínima, amplitude média, amplitude e o desvio padrão dessas variáveis. Elas são definidas em relação aos intervalos de tempo referentes as fases de dor e, ao contrário da tabela de valores médios totais, pode-se observar o comportamento das variáveis nesses intervalos. Como já mencionado, o SAMH também possui o recurso de apresentar esses tipos de tabela em qualquer intervalo de tempo desejado. Algumas características em relação as variáveis apresentadas na tabela da fases de dor e o exercício realizado são:

- através do número de exercício observa-se em que intervalo de tempo a atleta sentiu-se mais cômodo para a realização do exercício;
- pelas variáveis relacionadas com a amplitude ($\theta_{min}, \theta_{max}, \theta_{med}$ e Amp.) tem-se a faixa angular desenvolvida durante o exercício e suas relações com os intervalos de tempo especificados;
- através do desvio padrão observa-se qual o grau de dispersão em torno do valor médio da variável. Essa medida é muito interessante quando deseja-se um movimento em torno de um valor angular especificado.



Atleta A - carga: 0Kg

Fases de dor	Tempo [seg]	Número de exercício	Média				Desvio			
			θ_{max} [graus]	θ_{min} [graus]	θ_{med} [graus]	Amp. [graus]	s _{θ_{max}}	s _{θ_{min}}	s _{θ_{med}}	s _{amp}
sem dor	0-55	27	162	80	121	82	3,2	5,0	3,0	5,7
desconforto	55-70	7	162	82	122	80	2,8	4,1	2,0	5,8
dor fraca	70-88	10	158	83	118	76	8,3	4,8	12,6	8,6

Atleta A - carga: 3Kg

Fases de dor	Tempo [seg]	Número de exercício	Média				Desvio			
			θ_{max} [graus]	θ_{min} [graus]	θ_{med} [graus]	Amp. [graus]	s _{θ_{max}}	s _{θ_{min}}	s _{θ_{med}}	s _{amp}
sem dor	0-37	18	166	83	126	85	8,3	8,0	3,9	9,1
desconforto	37-42	3	168	81	125	87	0,0	0,0	0,7	0,0
dor fraca	42-50	5	164	84	124	81	2,9	2,1	1,9	2,1
dor intensa	50-76	17	162	82	120	80	3,4	3,9	8,0	3,8

Atleta A - carga: 5Kg

Fases de dor	Tempo [seg]	Número de exercício	Média				Desvio			
			θ_{max} [graus]	θ_{min} [graus]	θ_{med} [graus]	Amp. [graus]	s _{θ_{max}}	s _{θ_{min}}	s _{θ_{med}}	s _{amp}
sem dor	0-12	5	161	82	121	79	2,2	4,3	2,1	3,6
desconforto	12-20	4	159	84	122	75	2,3	3,5	1,8	4,9
dor fraca	20-25	3	161	80	103	57	2,3	4,0	30,6	47,8

Atleta B - carga: 0Kg

Fases de dor	Tempo [seg]	Número de exercício	Média				Desvio			
			θ_{max} [graus]	θ_{min} [graus]	θ_{med} [graus]	Amp. [graus]	s _{θ_{max}}	s _{θ_{min}}	s _{θ_{med}}	s _{amp}
sem dor	0-47	23	167	101	134	66	2,9	6,8	3,0	8,0
desconforto	47-95	26	164	102	133	62	2,7	3,2	1,7	5,3
dor fraca	95-137	24	160	104	132	56	2,2	3,4	2,2	3,7
dor intensa	137-324	110	159	95	127	64	2,5	5,9	4,8	5,6

Atleta B - carga: 3Kg

Fases de dor	Tempo [seg]	Número de exercício	Média				Desvio			
			θ_{max} [graus]	θ_{min} [graus]	θ_{med} [graus]	Amp. [graus]	s _{θ_{max}}	s _{θ_{min}}	s _{θ_{med}}	s _{amp}
sem dor	0-45	24	158	90	124	69	1,3	8,0	4,1	8,2
desconforto	45-66	12	157	92	125	65	1,5	3,4	1,9	3,7
dor fraca	66-83	11	155	92	124	63	1,7	3,8	2,1	4,1
dor intensa	83-190	70	150	90	120	60	4,3	7,1	8,9	5,4

Atleta B - carga: 5Kg

Fases de dor	Tempo [seg]	Número de exercício	Média				Desvio			
			θ_{max} [graus]	θ_{min} [graus]	θ_{med} [graus]	Amp. [graus]	s _{θ_{max}}	s _{θ_{min}}	s _{θ_{med}}	s _{amp}
sem dor	0-27	13	152	81	116	72	4,7	4,3	2,9	6,9
desconforto	27-38	6	154	79	116	74	1,6	3,0	1,3	3,7
dor fraca	38-42	2	154	81	117	71	2,1	0,0	0,8	0,0
dor intensa	42-90	28	146	78	111	68	4,4	3,6	6,4	4,6

Atleta C - carga: 0Kg

Fases de dor	Tempo [seg]	Número de exercício	Média				Desvio			
			θ_{max} [graus]	θ_{min} [graus]	θ_{med} [graus]	Amp. [graus]	s _{θ_{max}}	s _{θ_{min}}	s _{θ_{med}}	s _{amp}
sem dor	0-17	7	150	77	113	72	3,4	6,8	3,5	7,6
desconforto	17-30	6	149	76	112	73	3,0	3,7	1,9	6,4
dor fraca	30-40	5	144	78	111	65	3,1	3,8	2,5	7,0
dor intensa	40-46	3	143	85	108	59	4,7	1,7	17,0	6,5

Atleta C - carga: 3Kg

Fases de dor	Tempo [seg]	Número de exercício	Média				Desvio			
			θ_{max} [graus]	θ_{min} [graus]	θ_{med} [graus]	Amp. [graus]	s _{θ_{max}}	s _{θ_{min}}	s _{θ_{med}}	s _{amp}
sem dor	0-17	6	139	86	112	53	2,0	2,4	1,3	3,5
desconforto	17-40	10	141	85	113	57	3,4	4,0	2,9	4,4
dor fraca	40-50	5	141	83	112	57	3,5	1,3	1,5	4,5
dor intensa	50-56	3	139	79	97	63	0,0	4,0	29,6	9,2

Atleta C - carga: 5Kg

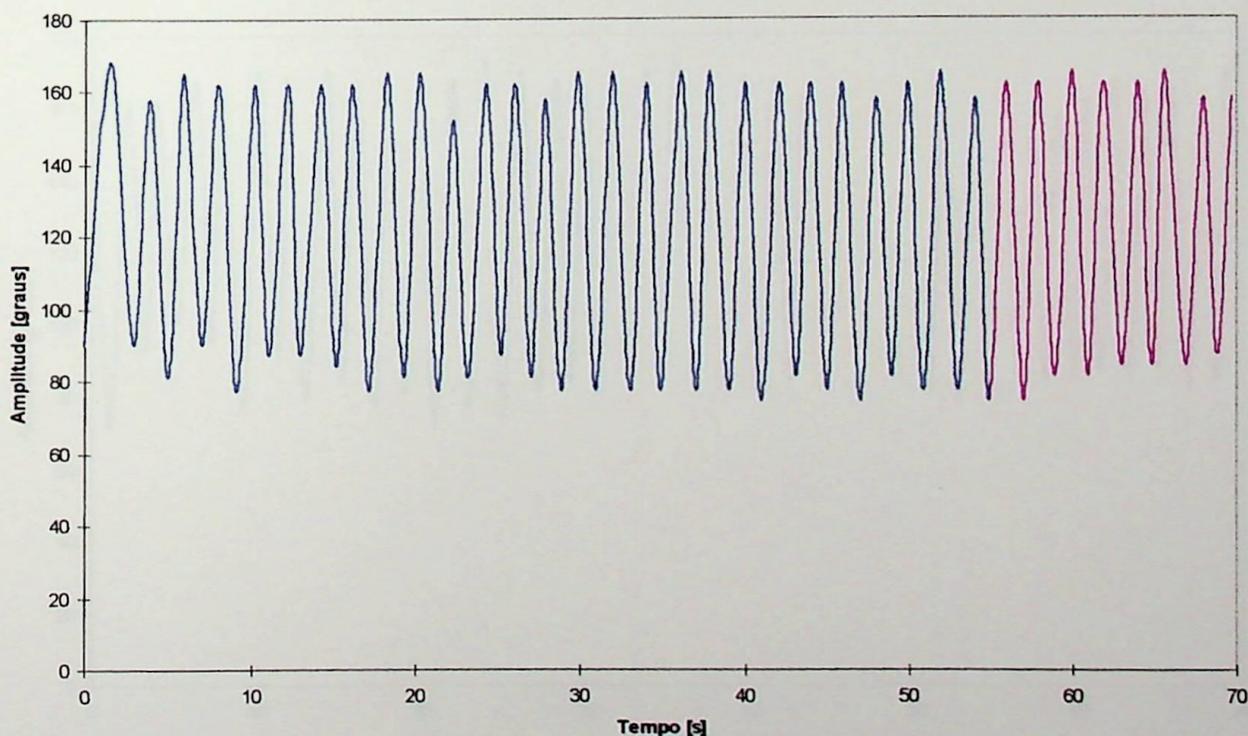
Fases de dor	Tempo [seg]	Número de exercício	Média				Desvio			
			θ_{max} [graus]	θ_{min} [graus]	θ_{med} [graus]	Amp. [graus]	s _{θ_{max}}	s _{θ_{min}}	s _{θ_{med}}	s _{amp}
sem dor	0-11	4	143	87	115	56	8,1	4,2	3,8	11,5
desconforto	11-22	6	141	87	114	54	3,0	1,9	1,8	3,5
dor fraca	22-29	5	135	90	113	45	1,5	2,1	1,4	1,4
dor intensa	29-33	2	131	89	100	40	6,2	2,1	21,6	8,2

5.4.2 - Gráficos

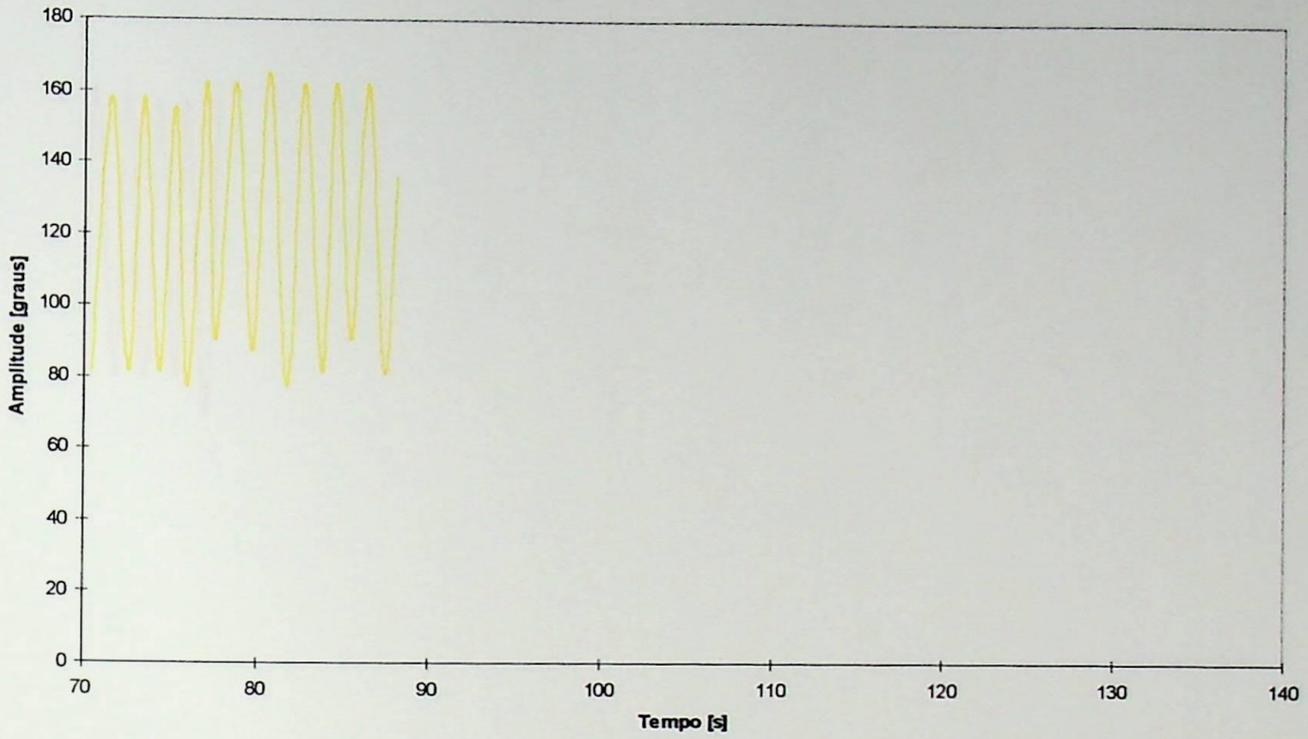
Os gráficos a seguir são relativos a amplitude do movimento, gerados no teste do sistema, pelos Atleta A, Atleta B e Atleta C com cargas de 0Kg, 3Kg e 5Kg. Eles são de grande importância para a análise do exercício, pois em uma primeira observação consegue-se definir intervalos onde deseja-se uma análise mais específica através das tabelas e histogramas. As cores representam as fases de dor ocorridas durante os exercícios e seguem a seguinte legenda:

- - sem dor
- - desconforto
- - dor fraca
- - dor intensa

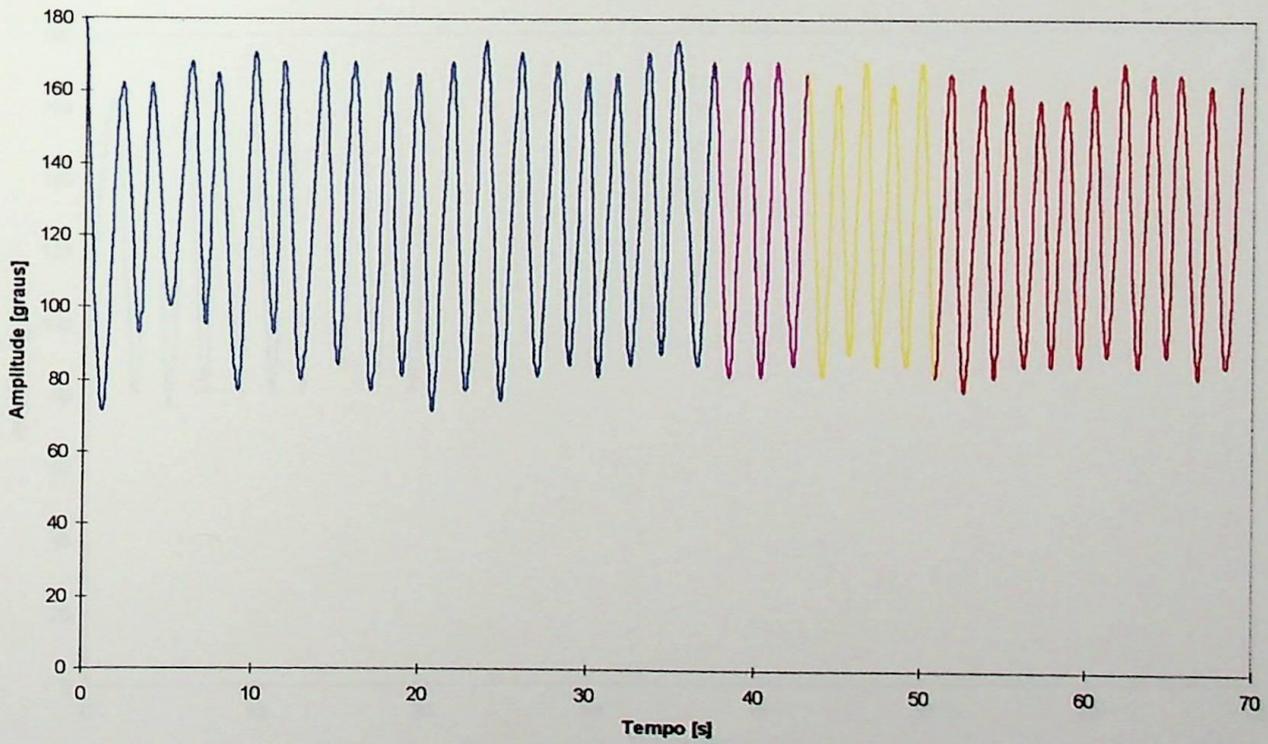
Atleta A - carga 0Kg - 1/2



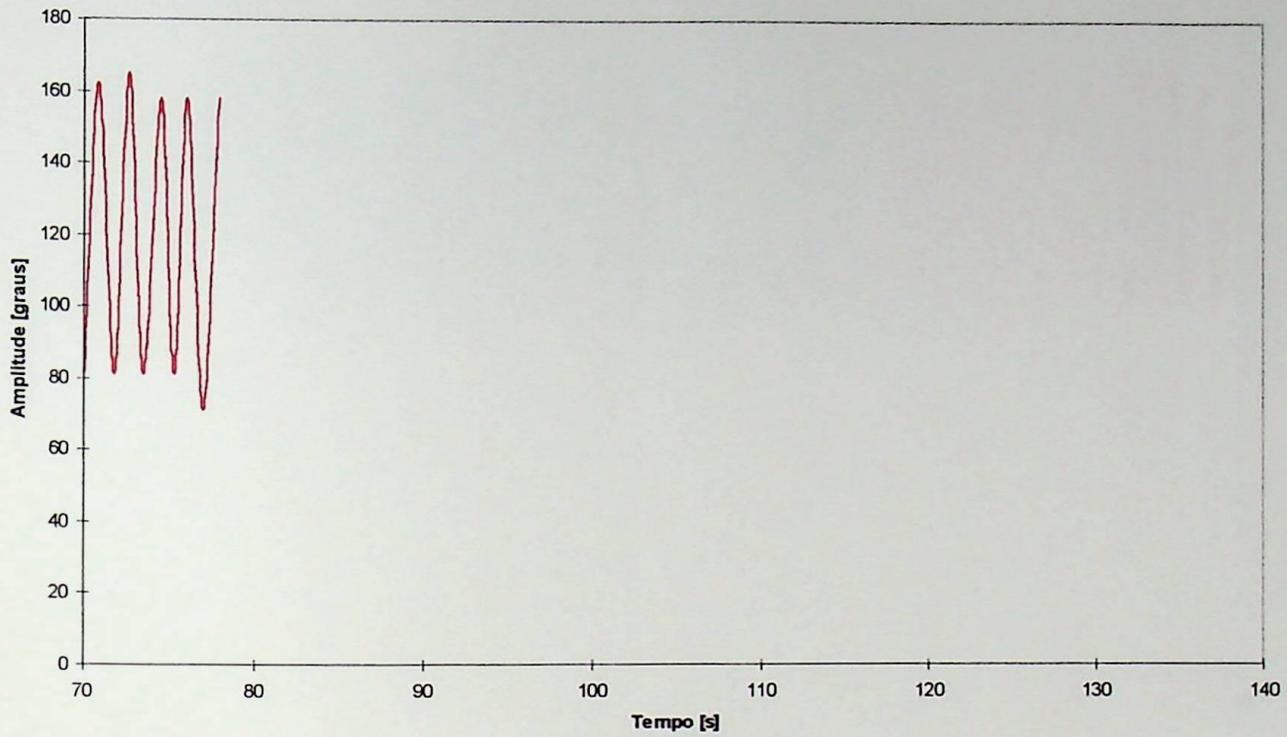
Atleta A - carga 0Kg - 2/2



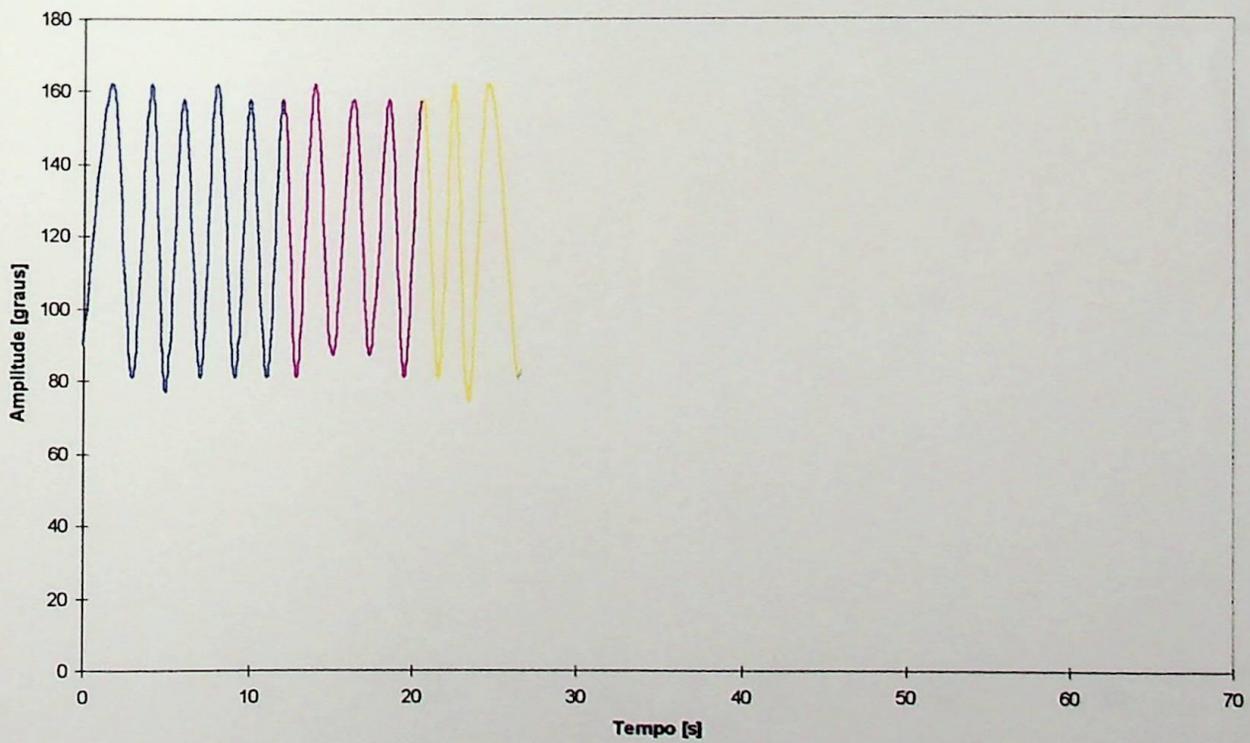
Atleta A - carga 3Kg - 1/2



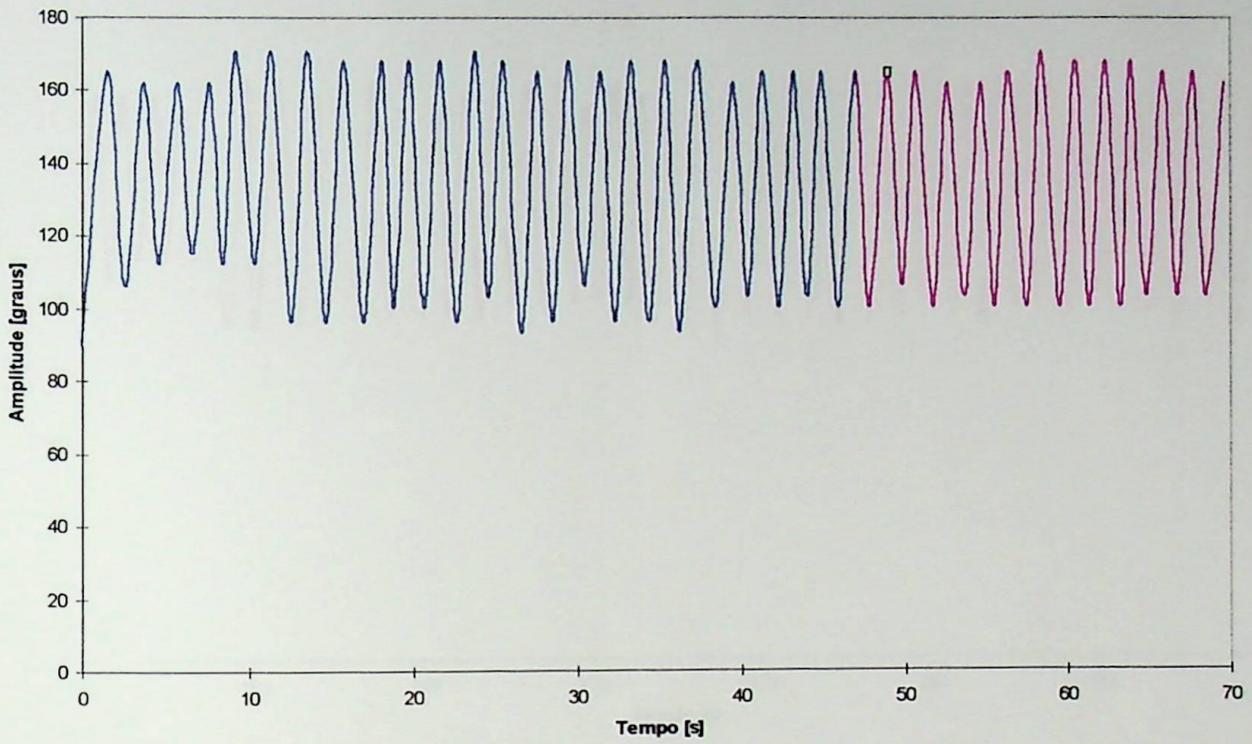
Attiteta A - carga 3Kg - 2/2



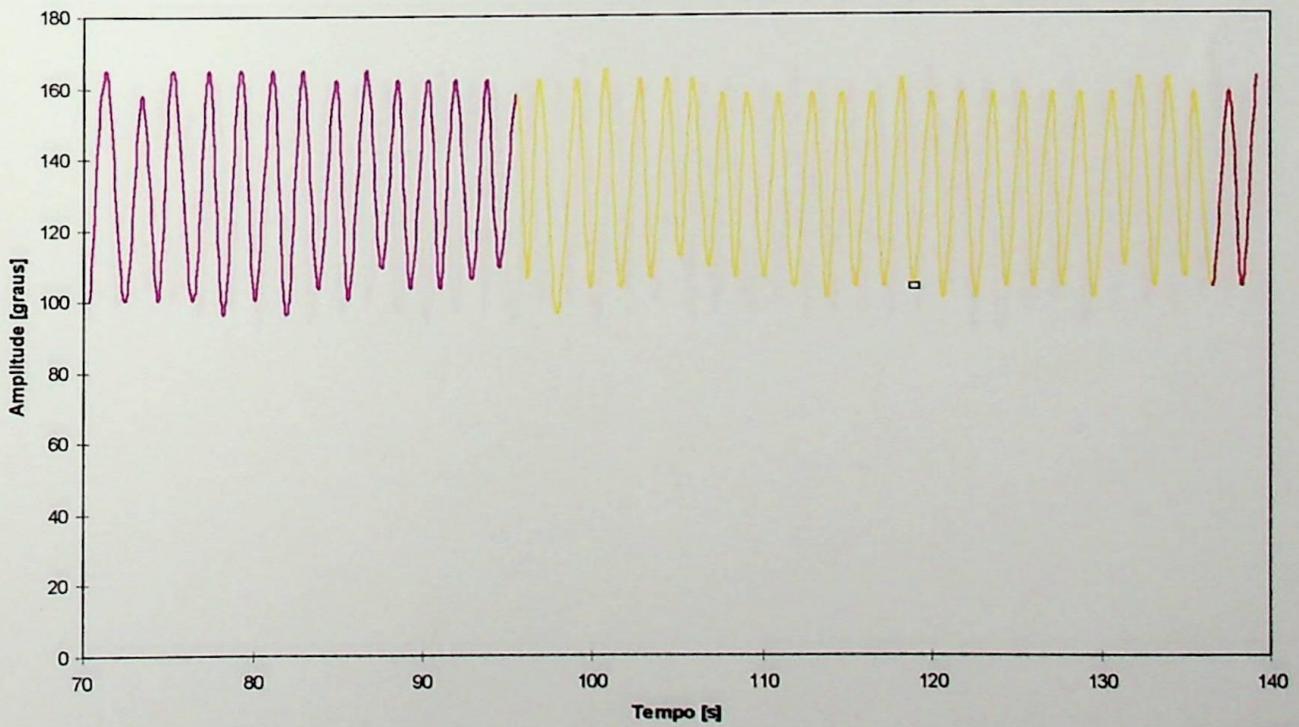
Attiteta A - carga 5Kg - 1/1



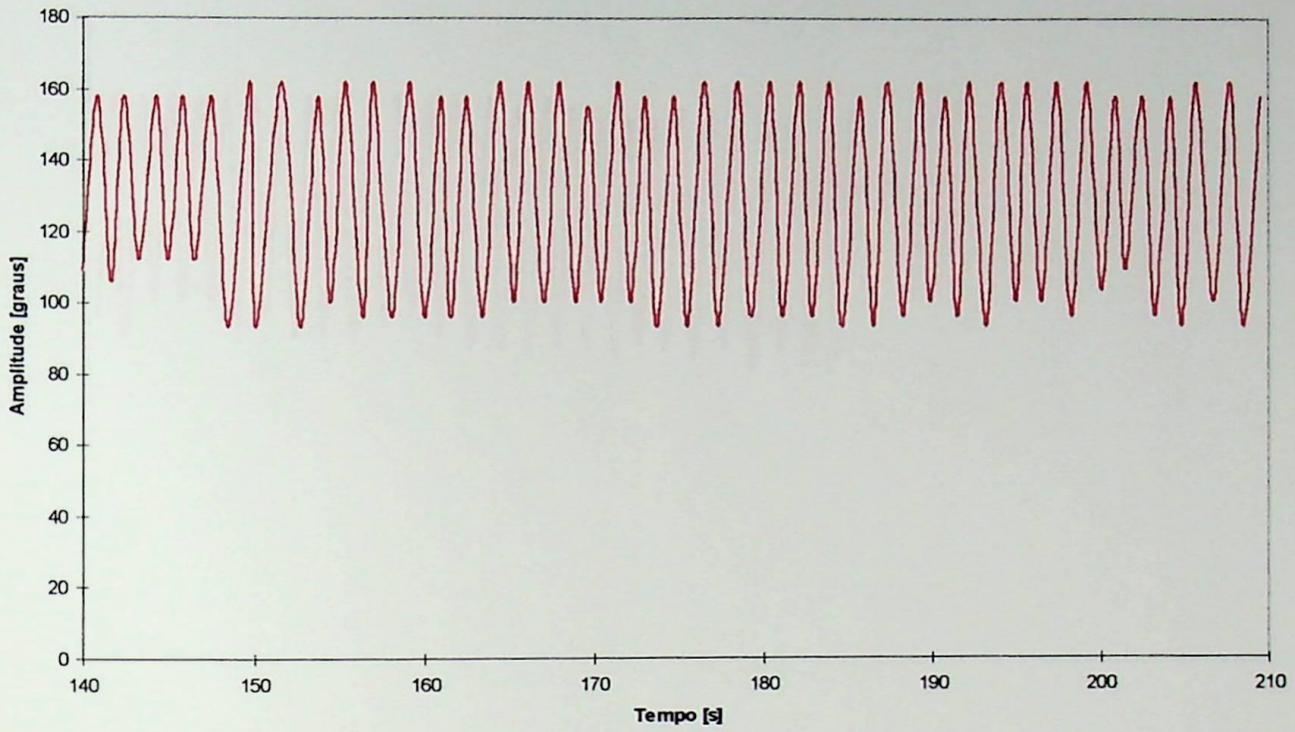
Atleta B - carga 0Kg - 1/5



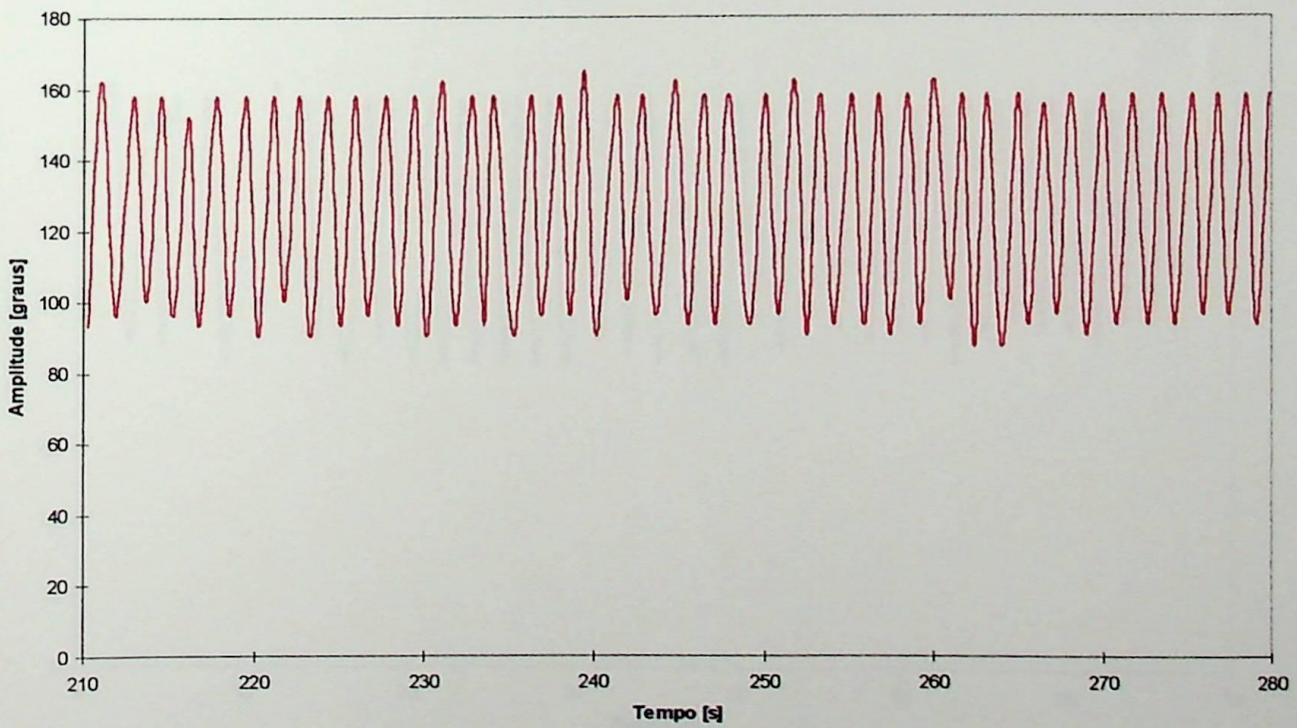
Atleta B - carga 0Kg - 2/5



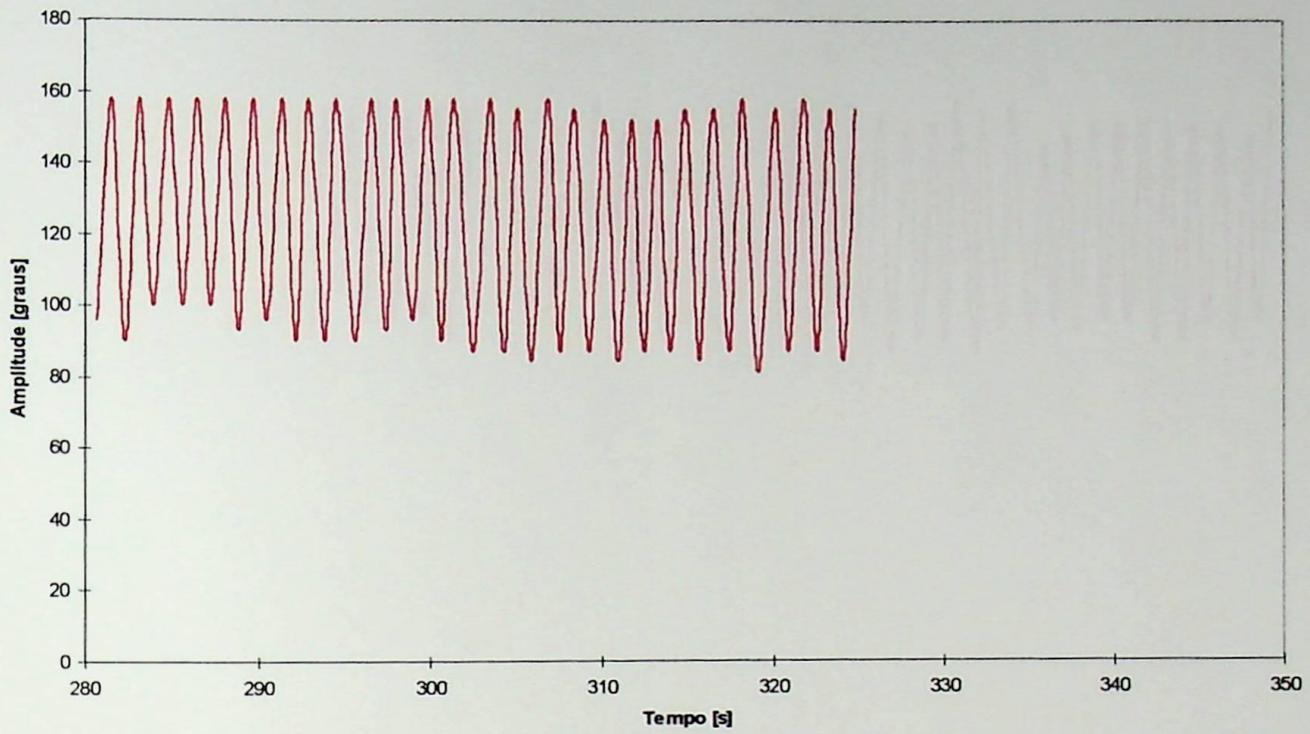
Atleta B - carga 0Kg - 3/5



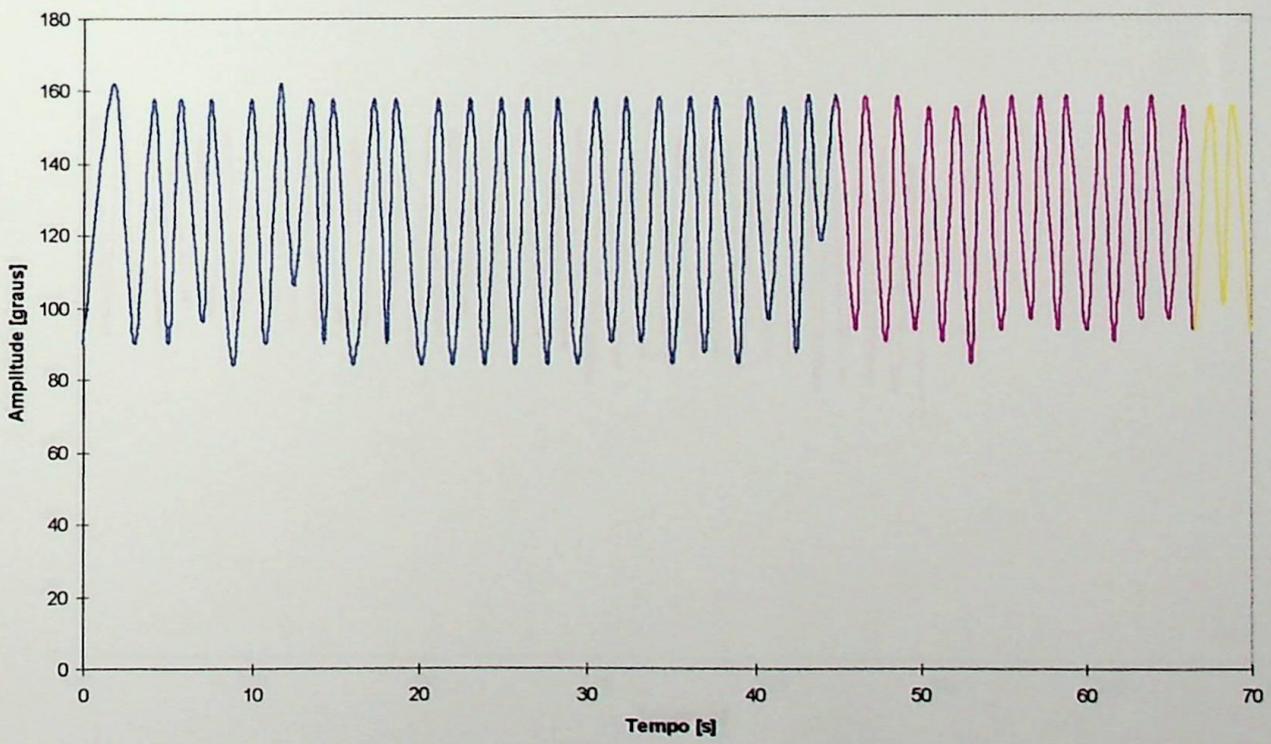
Atleta B - carga 0Kg - 4/5



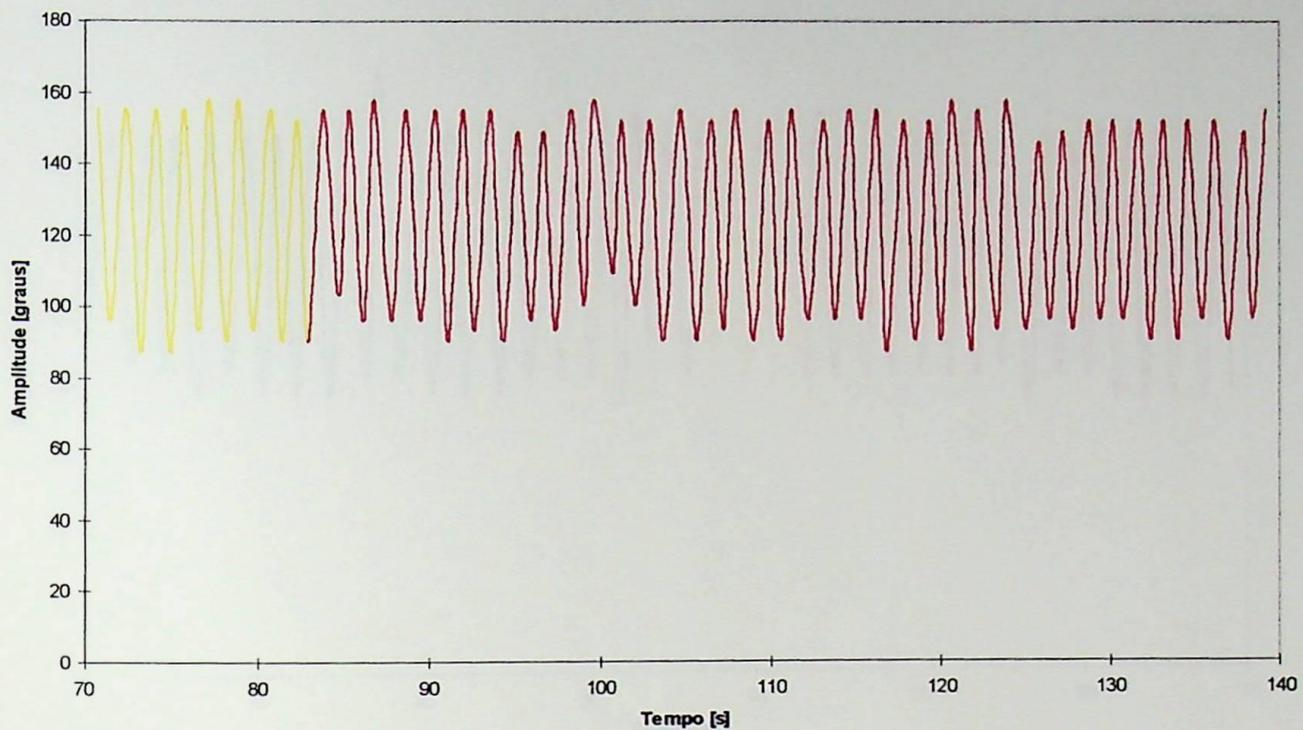
Atleta B - carga 0Kg - 5/5



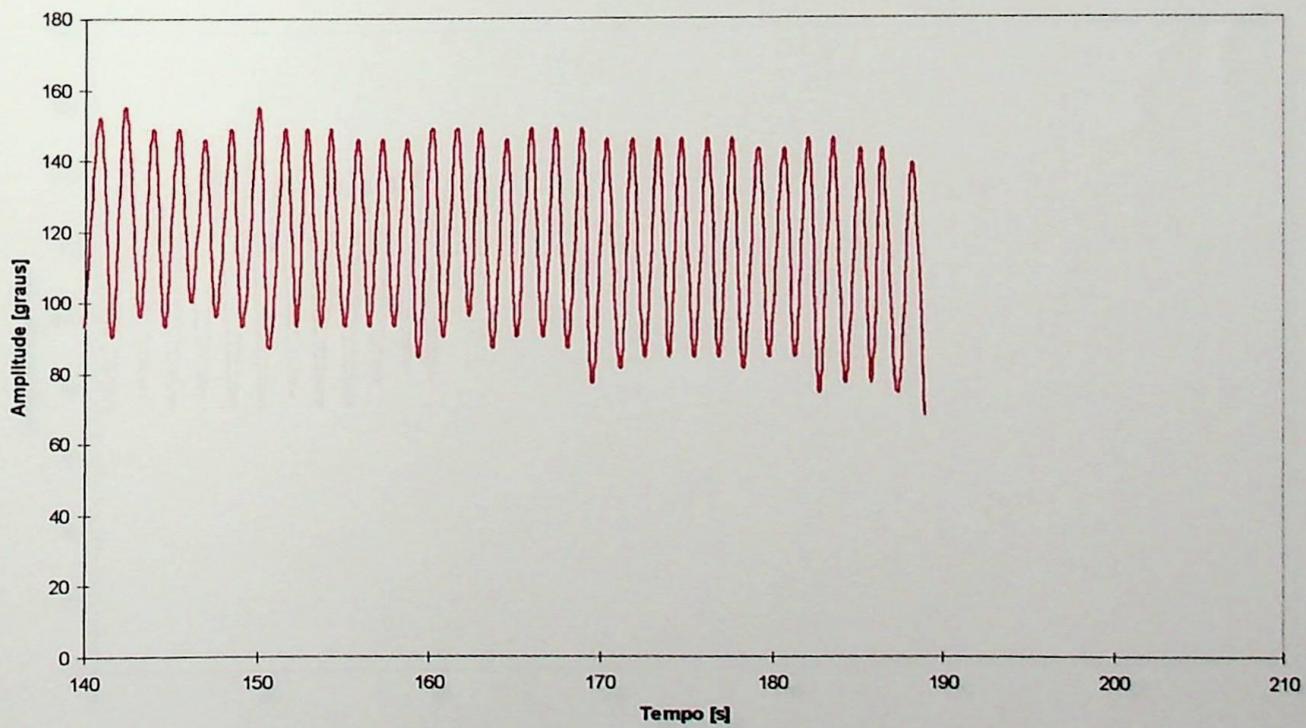
Atleta B - carga 3Kg - 1/3



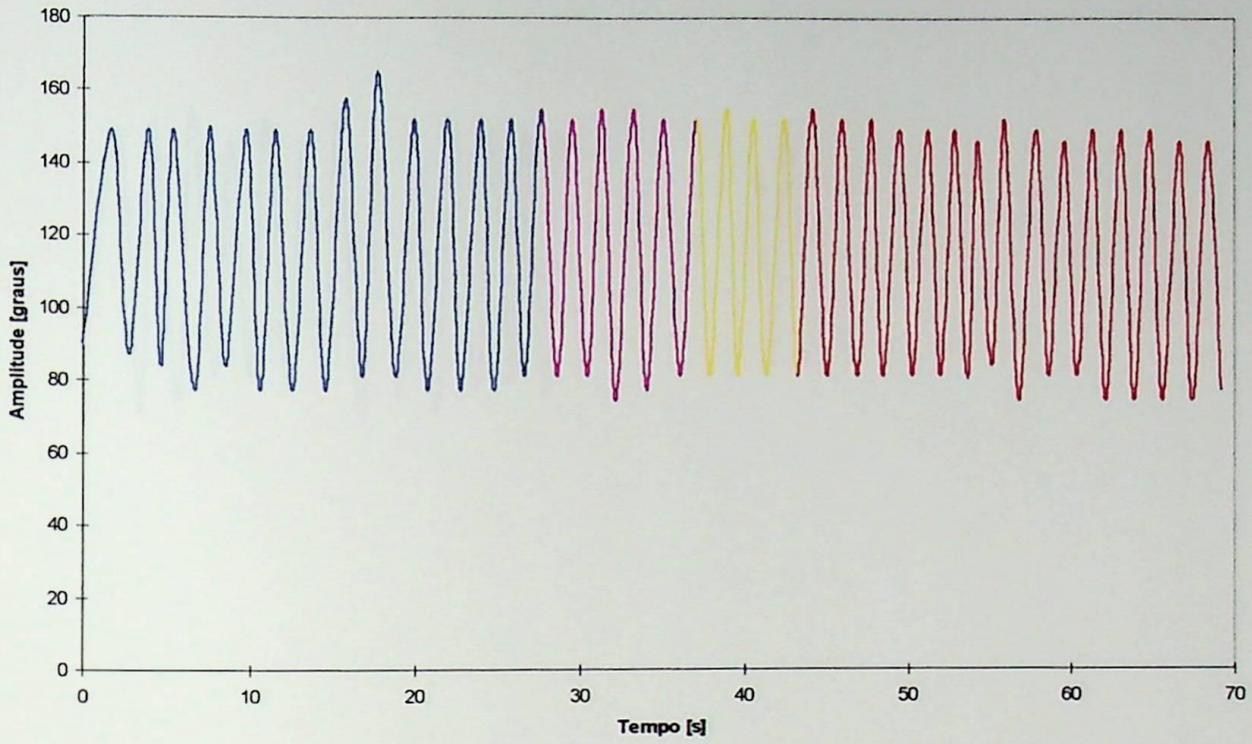
Atleta B - carga 3Kg - 2/3



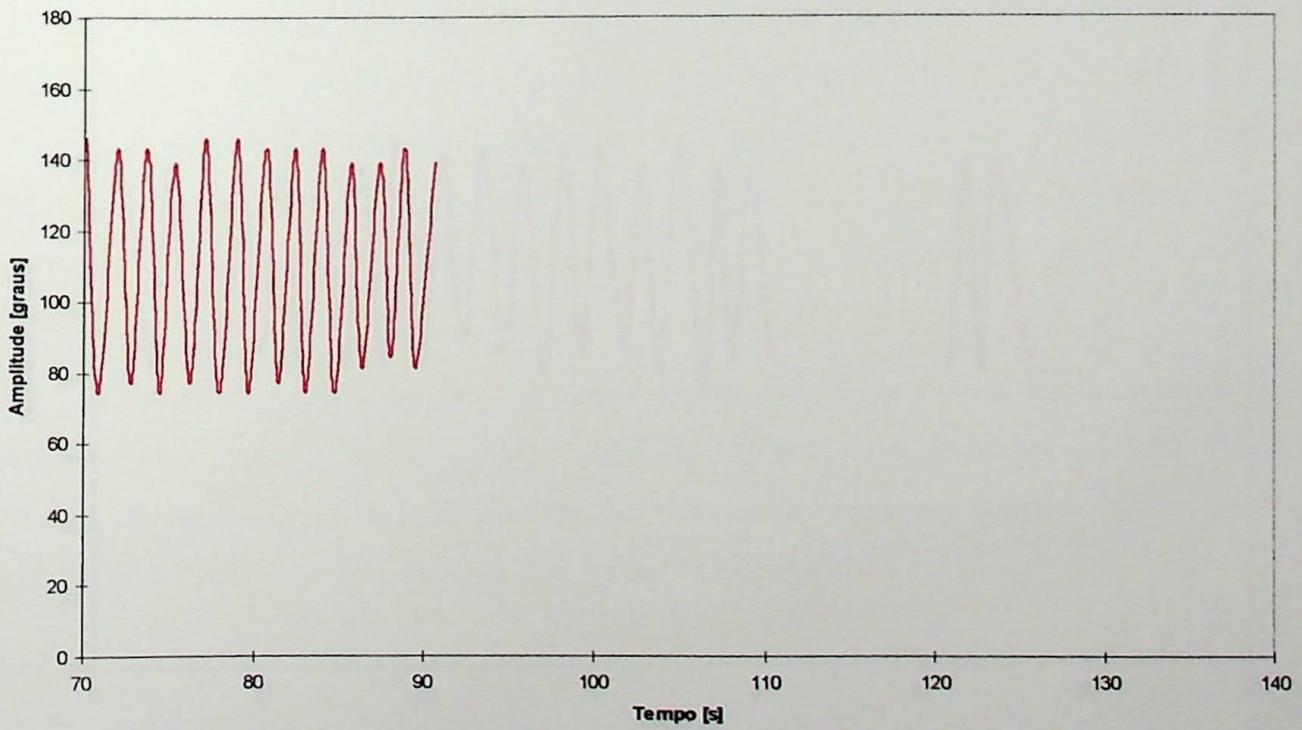
Atleta B - carga 3Kg - 3/3



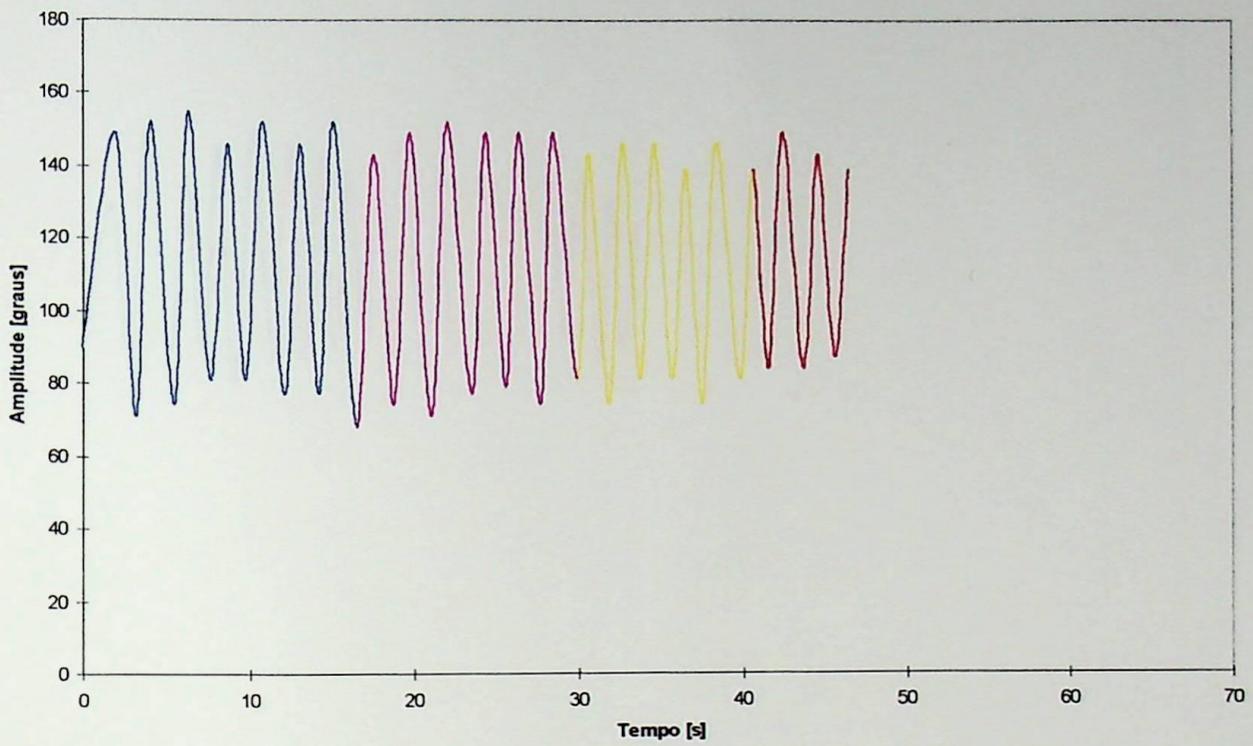
Atteta B - carga 5Kg - 1/2



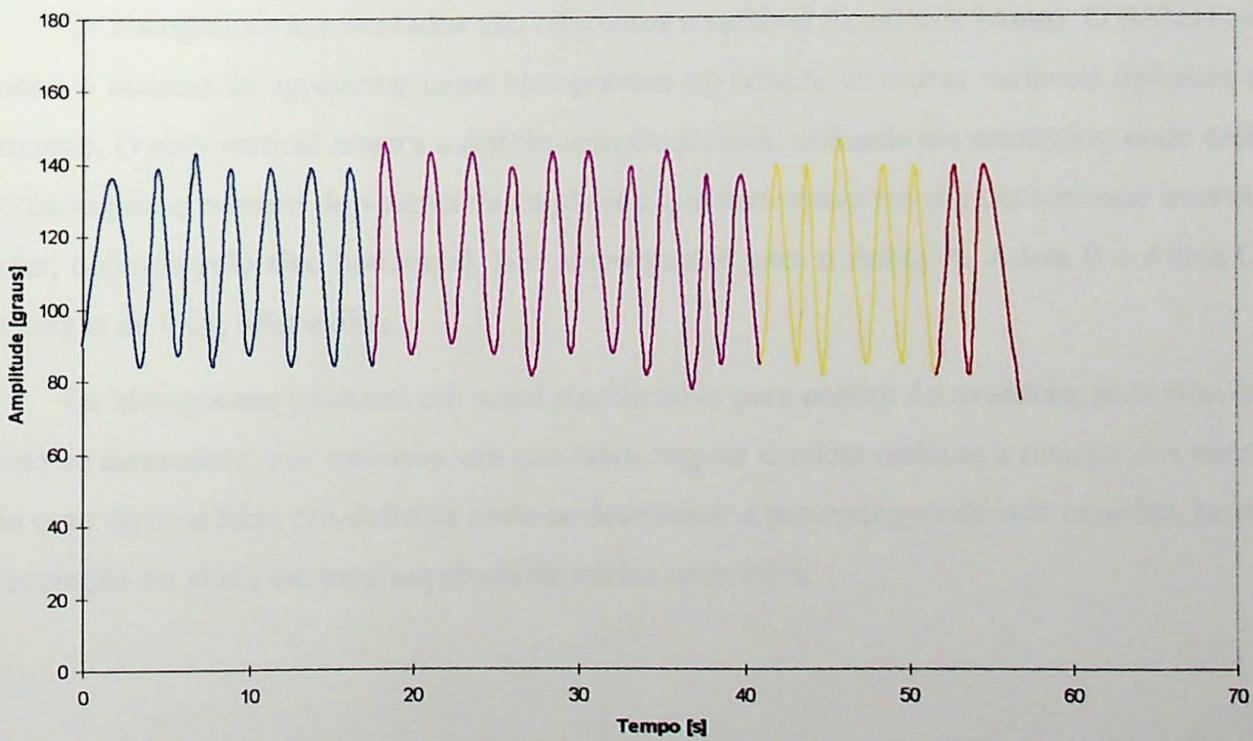
Atteta B - carga 5Kg - 2/2



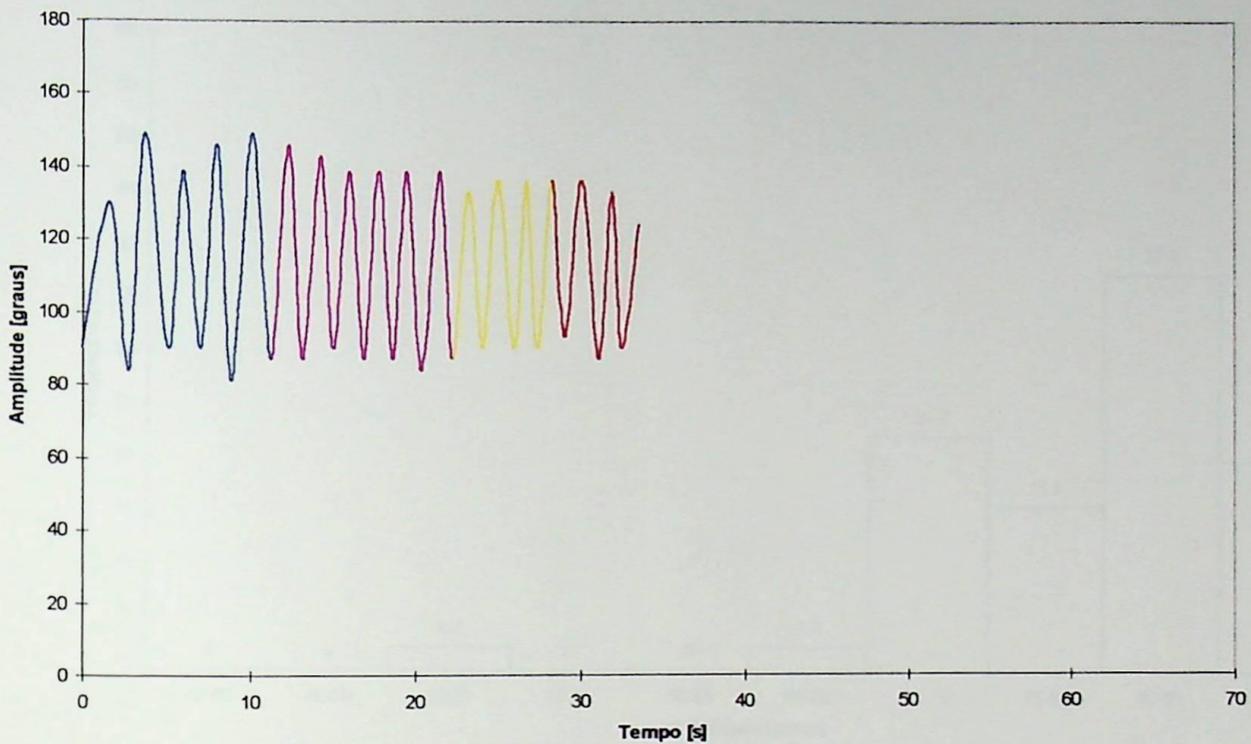
Atleta C - carga 0Kg - 1/1



Atleta C - carga 3Kg - 1/1



Atleta C - carga 5Kg - 1/1

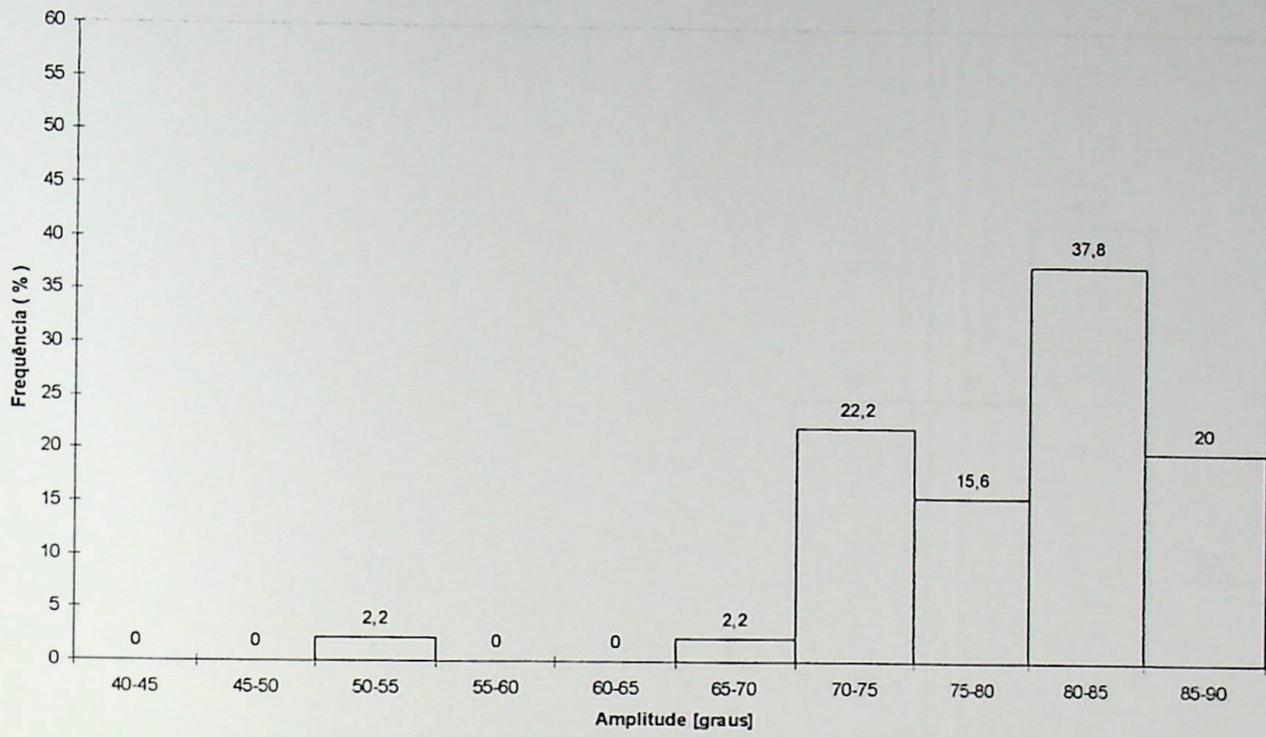


5.4.3 - Histogramas

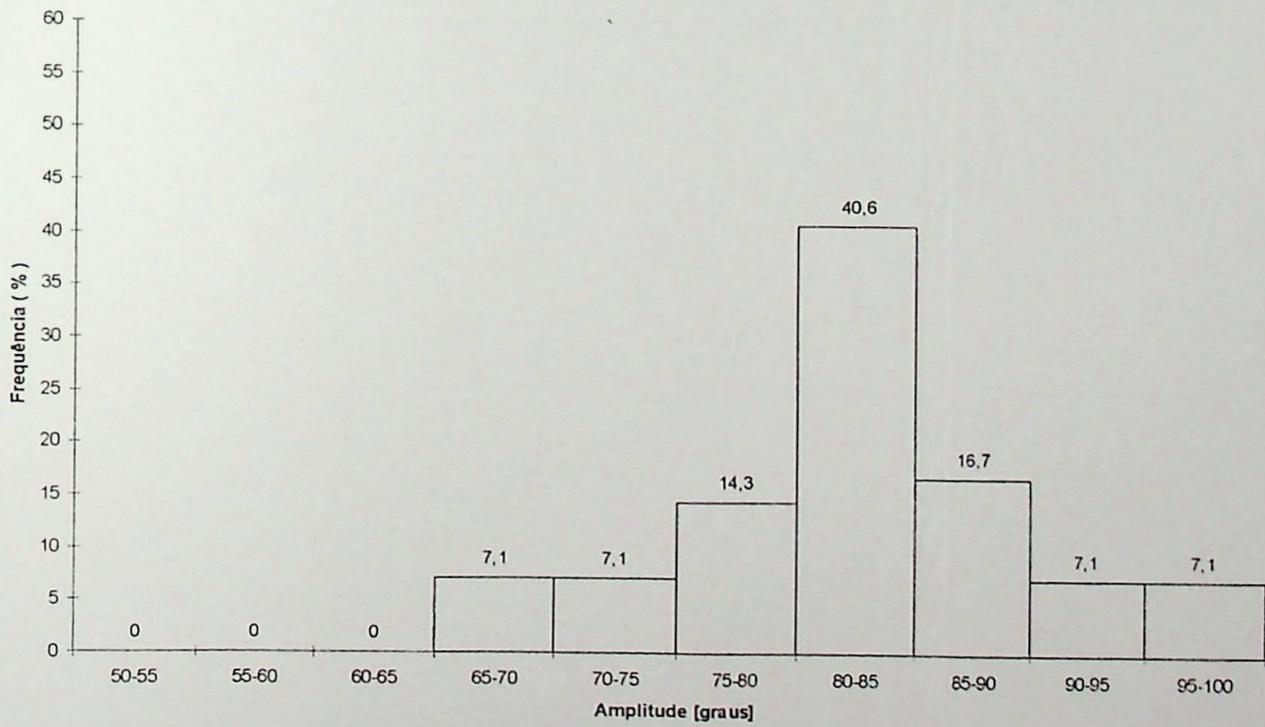
Os histogramas apresentados são referentes a variável Amplitude (Amp). O SAMH também possui o recurso de apresentar esses histogramas em relação as outras variáveis definidas anteriormente. O eixo vertical mostra a distribuição freqüência, utilizada em estatística, onde define em porcentagem o número de valores de amplitude que ocorreram em um determinado intervalo angular, definido pelo eixo horizontal. São apresentados para o Atleta A, Atleta B e Atleta C, com as cargas de 0Kg, 3Kg e 5Kg.

Os histogramas possuem um papel significativo para análise do exercício, pois através deles pode-se determinar, por exemplo, em que faixa angular o atleta realizou a maioria dos exercícios. No caso de uma faixa pré-definida pode-se determinar a porcentagem de erro ocorrida, bem como a evolução do atleta em uma seqüência de vários exercícios.

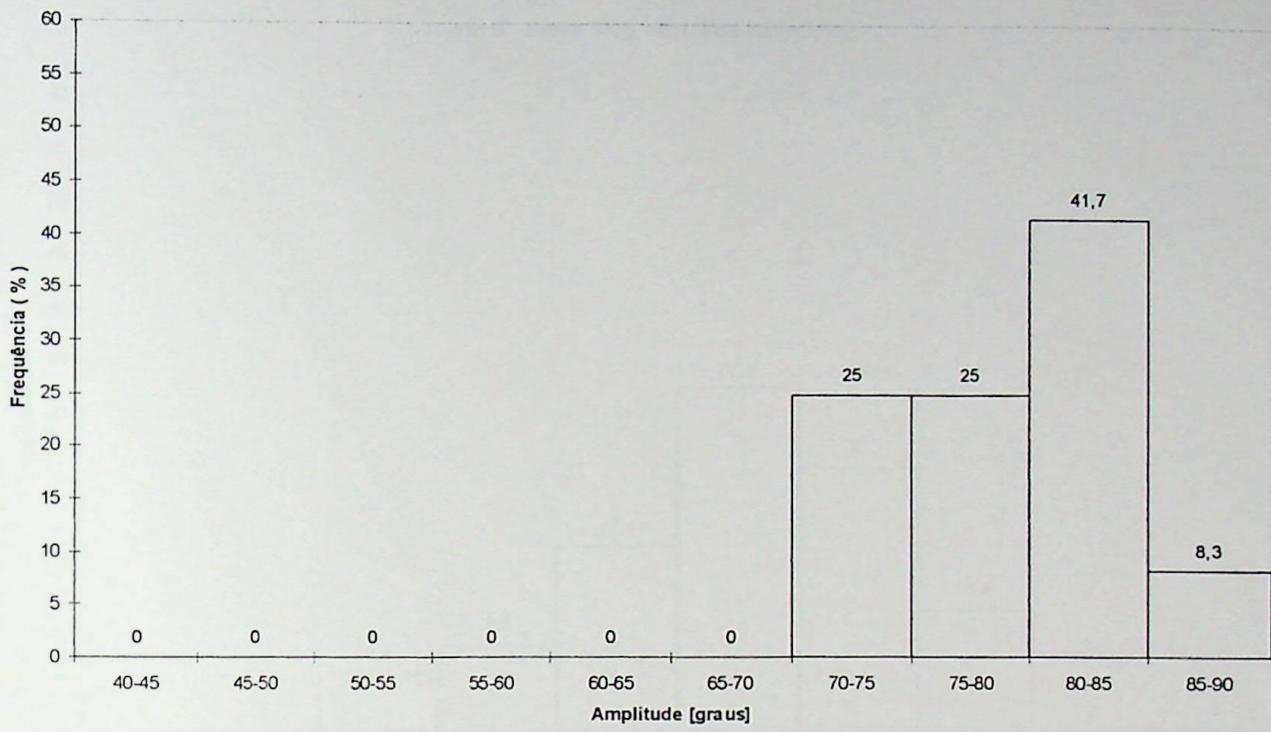
Atleta A - carga 0Kg - Total de ejercicios



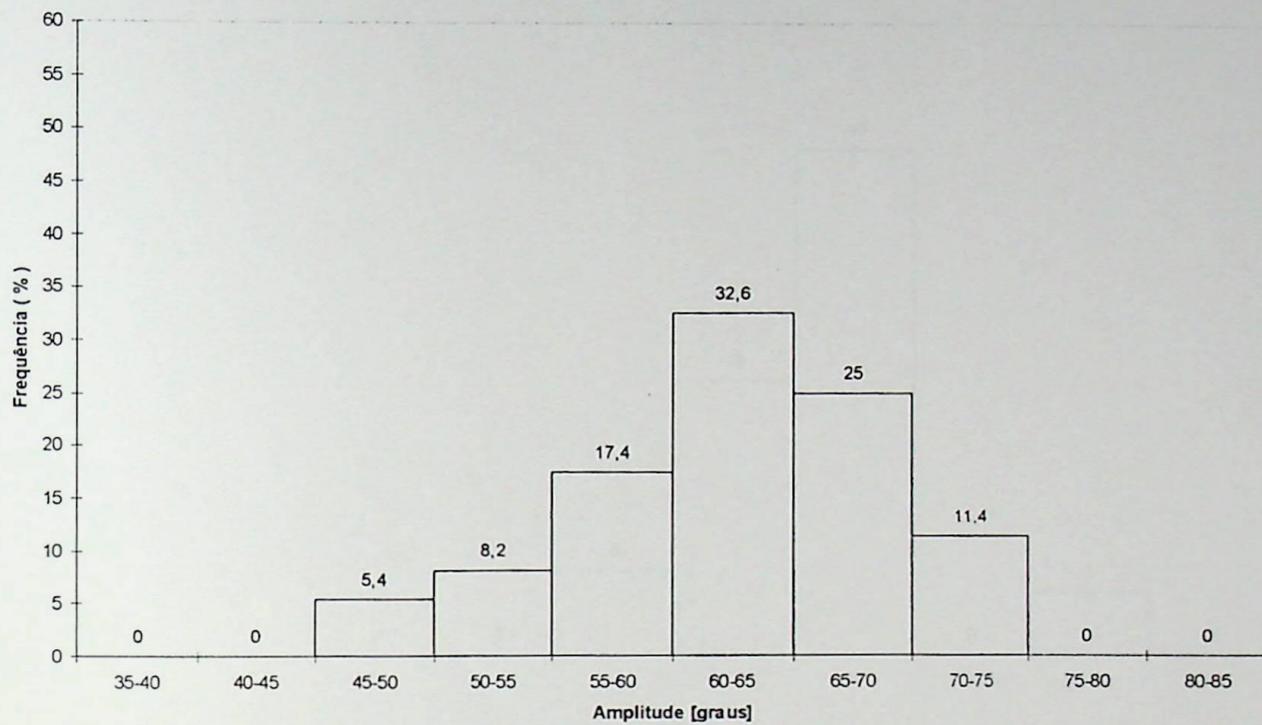
Atleta A - 3Kg - Total de ejercicios



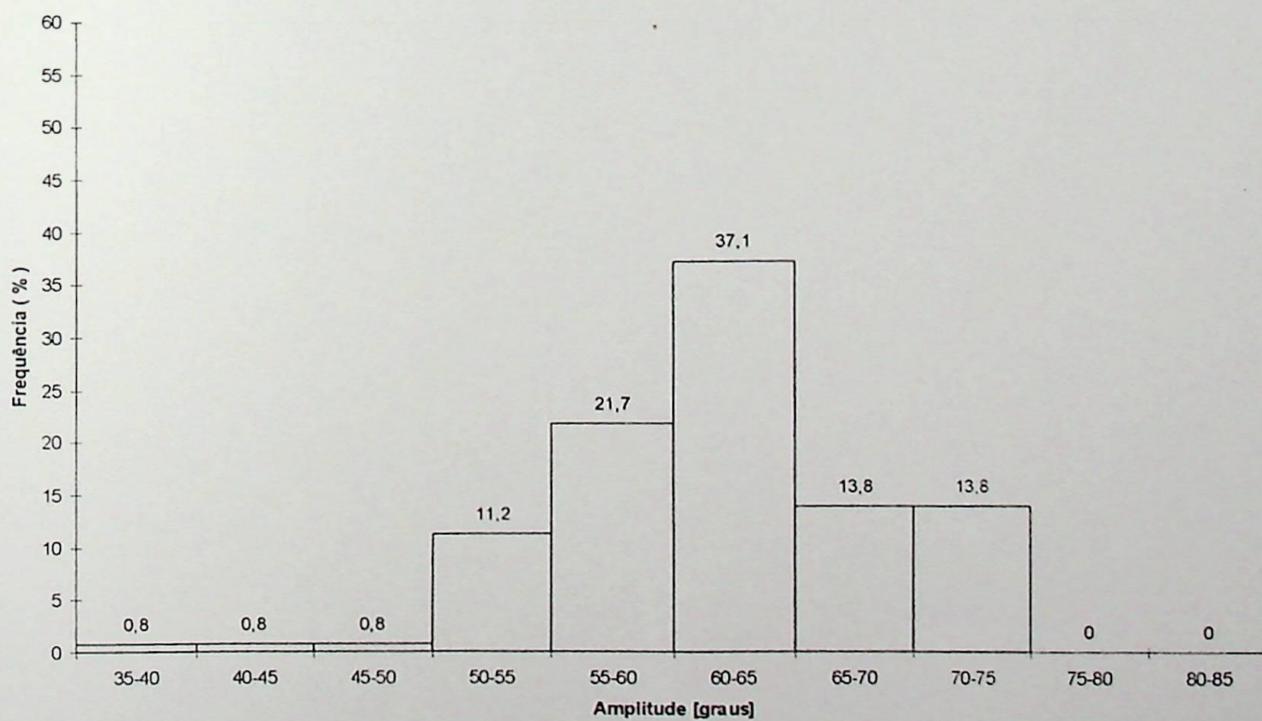
Atleta A - 5Kg - Total de exercicios



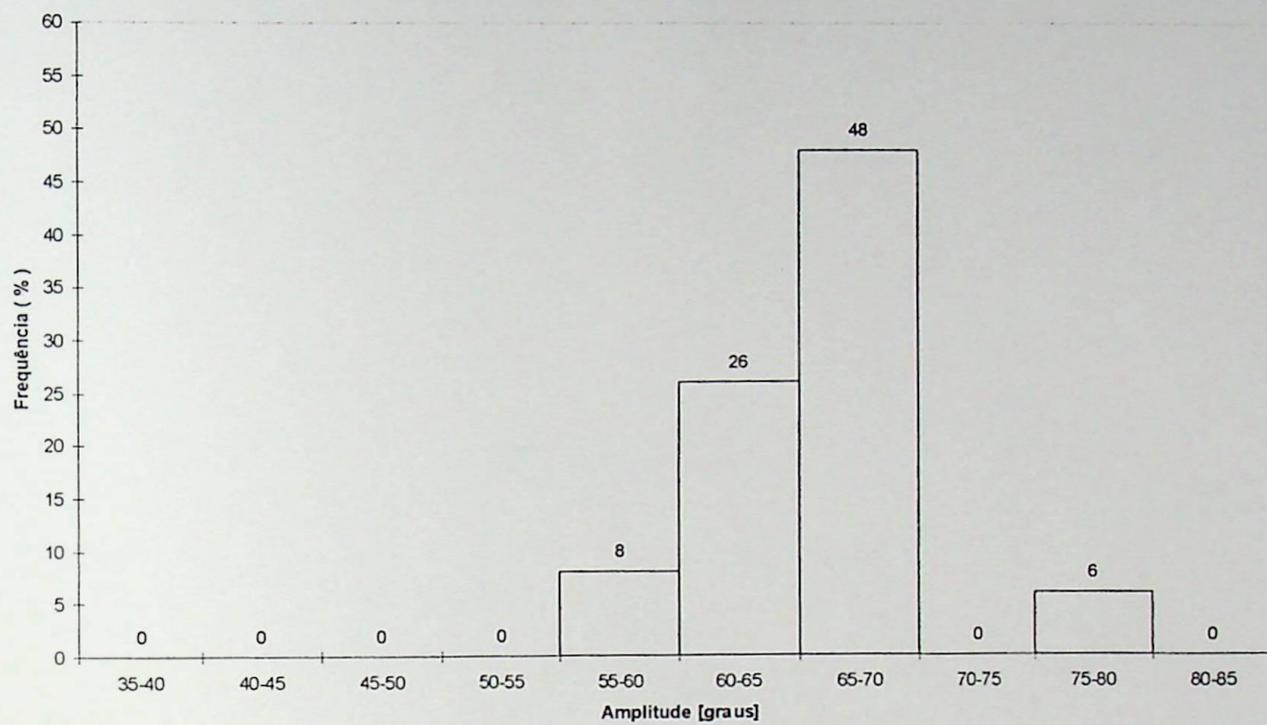
Atleta B - carga 0Kg - Total de ejercicios



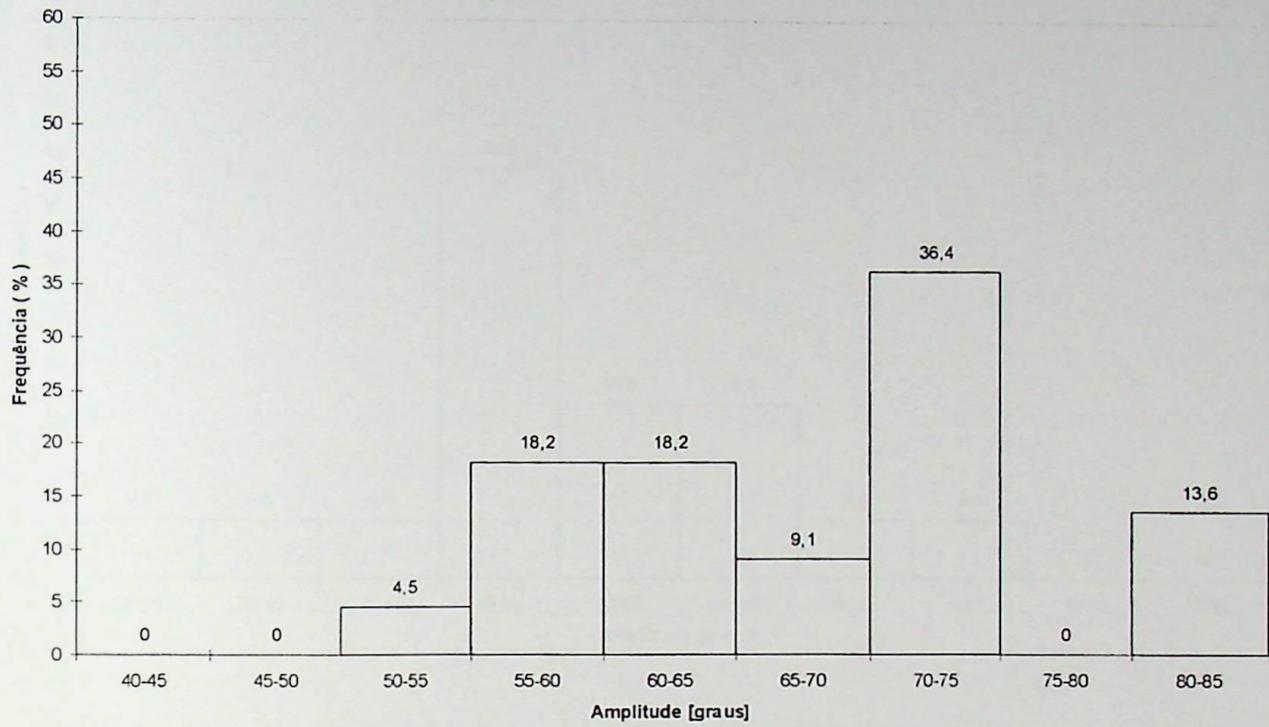
Atleta B - carga 3Kg - Total de ejercicios



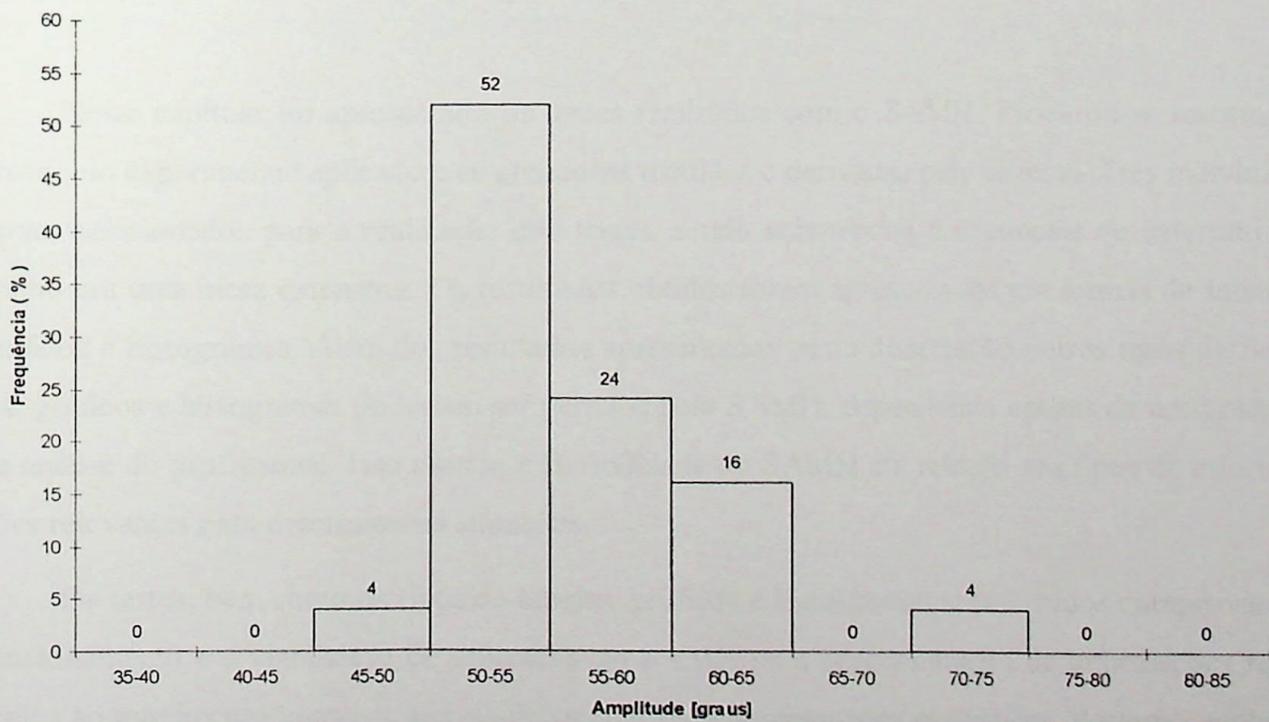
Atleta B - carga 5Kg - Total de ejercicios



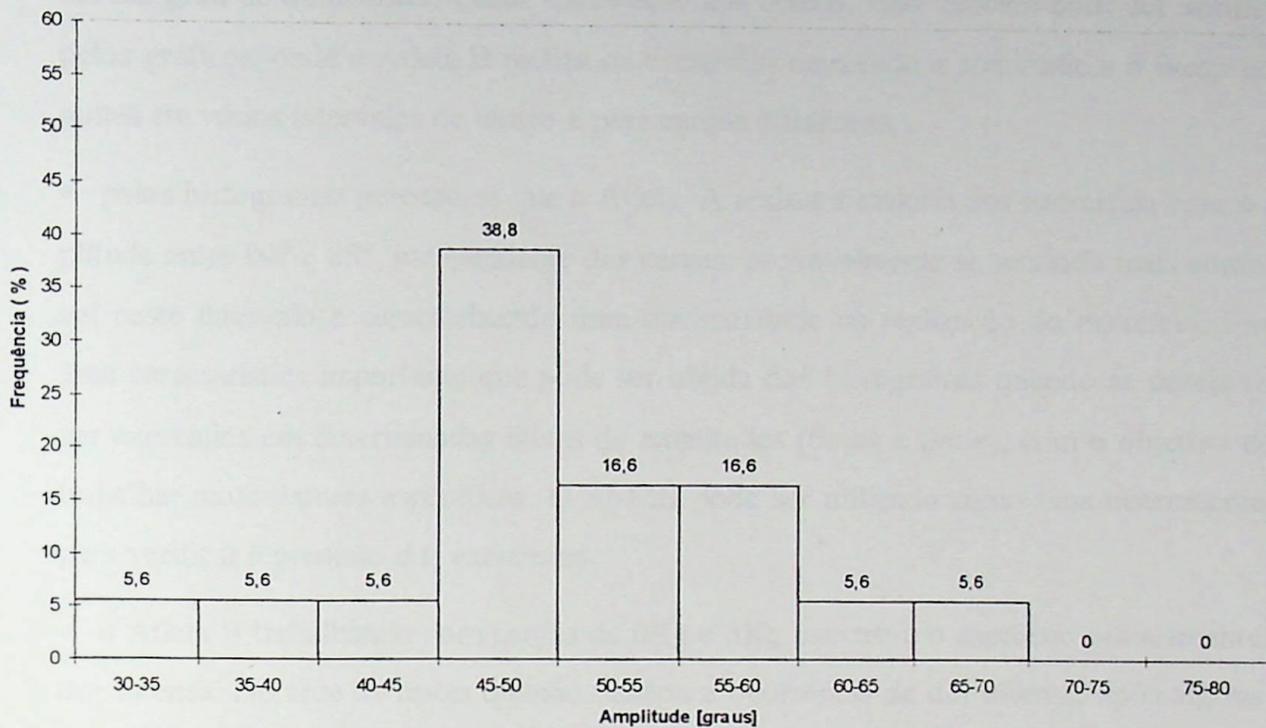
Atleta C - carga 0Kg - Total de ejercicios



Atleta C - 3Kg - Total de ejercicios



Atleta C - carga 5Kg - Total de exercicios



5.5 - CONSIDERAÇÕES

Neste capítulo foi apresentado os testes realizados com o SAMH. Procurou-se mostrar o protocolo experimental aplicado e as grandezas medidas e derivadas pelo sistema. Três indivíduos foram selecionados para a realização dos testes, sendo submetidos à exercícios de extensão do joelho em uma mesa extensora. Os resultados obtidos foram apresentados em formas de tabelas, gráficos e histogramas. Além dos resultados apresentados nesta dissertação outros tipos de tabelas, gráficos e histogramas poderiam ser gerados pelo SAMH, dependendo apenas da necessidade de análise do profissional. Isso mostra a flexibilidade do SAMH em relação aos tipos de informações relevantes para determinadas situações.

Os testes, bem como os tipos de tabelas, gráficos e histogramas apresentados comprovam o funcionamento e a viabilidade de utilização do SAMH para processamento de informações referentes ao movimento humano, sem se preocupar com comparações estatísticas. Portanto, embora o objetivo dos testes ser o descrito acima, algumas informações contidas nas tabelas, gráficos e histogramas, apresentaram algumas características interessantes:

CAPÍTULO 6 - PERSPECTIVAS FUTURAS

6.1 - CONSIDERAÇÕES FINAIS

Basicamente o objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um sistema capaz de medir e analisar o movimento de articulações do corpo humano, através de transdutores fixados nas articulações de interesse. Mostrar o funcionamento e a viabilidade de uma instrumentação de baixo custo e com flexibilidade, para auxiliar os profissionais que atuam em áreas relacionadas com atividades motoras. Porém, para o SAMH ser comercializado, algumas implementações seriam necessárias, implementações estas que serão abordadas ao longo desse capítulo, e que devem ser corrigidas em novas versões de *hardware* e *software*. Além disso, seria necessário o teste do equipamento em outros protocolos, com grupos maiores de pessoas.

Uma contribuição importante do SAMH, foi o desenvolvimento do sistema SI2000, junto a empresa KLD Biosistemas Equipamentos Eletrônicos Ltda. Baseado na filosofia de implementação e na estrutura de *software* do SAMH, o SI2000 é um equipamento que está sendo utilizado na área de Fisioterapia desde 1994.

6.2 - FUTURAS IMPLEMENTAÇÕES

O SAMH, como qualquer outro sistema, principalmente baseado em *software*, requer atualizações, não só devido à rapidez do avanço da tecnologia em eletrônica e informática, mas também devido à abertura dos campos de aplicações do sistema. Com outras facilidades e características podem-se expandir as áreas de aplicações. Além disso, auxiliar cada vez mais os usuários do sistema, melhorando e aperfeiçoando suas características, trazendo novas informações e parâmetros para os profissionais. As principais implementações e atualizações do SAMH, consistem em:

a) Ambiente Windows

O sistema operacional utilizado pelo SAMH é o DOS. Porém, os *softwares* utilizados hoje em dia, praticamente são todos utilizados em sistema operacional Windows. As facilidades que esse ambiente traz são vantajosas em relação ao DOS. Além disso, aumentam-se as facilidades de programação para o desenvolvimento do sistema. Os novos *softwares* de programação trazem novas bibliotecas de funções e objetos que facilitam não só a programação como as atualizações. Outra vantagem é uma interface homem-máquina dentro de padrões de *softwares* comerciais, pois um *software* desenvolvido em ambiente Windows pode acessar outros *softwares* comerciais dedicados a construções de gráficos e tabelas.

b) Fixação dos transdutores

Os transdutores possuem um papel fundamental no sistema, pois medidas sem precisão levam a informações incorretas, invalidando os resultados. O transdutor além de preciso, necessita ser resistente, pois certos exercícios e movimentos podem danificá-los. A fixação é fundamental, pois um transdutor preciso e resistente, porém fixado de maneira incorreta, comprometem os resultados.

c) Telemetria

A telemetria aumenta as facilidades de análise e estudos do treinamento. Pode-se com ela, realizar treinamento no próprio ambiente da competição; por exemplo uma pista de atletismo. Com isso consegue-se uma análise mais próxima da realidade.

d) Mensagens auditivas

As mensagens auditivas, também chamadas de *feed-back* auditivo, auxiliam no treinamento de movimentos que devem ser executados dentro de uma determinada faixa angular, obrigando o atleta a realizar o movimento dentro dessa faixa pré-programada. Pode ser de grande utilidade para trabalhar musculaturas específicas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Alves, W.P.; "*dBase 5.0 para Windows - Interativo e Visual*", Editora Érica, 1995.
- [2] Alves, W. P.; "*Integrando Clipper 5.2 com C*", Editora Érica, 1993.
- [3] Downie, P.A.; "*Fisioterapia em Ortopedia e Reumatologia*"; Medicina Panamericana Editora do Brasil Ltda., 1987.
- [4] Fox, E. L. e Mathews, D. K.; "*Bases Fisiológicas da Educação Física e dos Desportos*", Editora Interamericana, 1983.
- [5] Gomes, C. A. P. e Barbosa, A. C.; "*Clipper com C*", Editora Érica, 1990.
- [6] Gould, J. A.; "*Fisiologia na Ortopedia e na Medicina do Esporte*", 2ª. edição; Editora Manole Ltda., 1995.
- [7] Guyton, A. C.; "*Tratado de Fisiologia Médica*", Editora Interamericana, 1984.
- [8] Hay, J.; "*Introdução à Biomecânica*", Editora Manole, 1987.
- [9] Holmann, W. e Hettinger, T.; "*Medicina de Esporte*", Editora Interamericana, 1980.
- [10] Holzner, S.; "*Borland C++ Programação for Windows*", Makron Books do Brasil Editora Ltda., 1995.
- [11] Hoppenfeld, S.; "*Propedêutica Ortopédica - Coluna e Extremidades*", Livraria Atheneu, 1987.
- [12] Lehmkuhl, L. D. e Smith L. K.; "*Cinesiologia Clínica*", Editora Manole, 1987.
- [13] Parnas, D. L.; "*On the Criteria to Be Used in Decomposing Systems into Modules*", Communications of the ACM, 1053-1058, 1972.
- [14] Pappas, C. H. e Murray, W. H.; "*Turbo C++ Completo e Total*", Editora MacGraw-Hill, 1990.
- [15] Robert, S. B.; "*Distúrbios e Lesões do Sistema Músculo Esquelético*", 2ª. edição; MEDSI Editora Médica e Científica Ltda., 1985.
- [16] Swan, T.; "*Programação Avançada em Borland C++ 4 para Windows*", Berkeley Brasil Editora, 1994.

- [17] Umphred, D. A.; "*Fisioterapia Neurológica*", 2ª. edição; Editora Manole Ltda., 1995.
- [18] Vidal, A. G. R.; "*Clipper 5.0*", vol. 1-2-3, Livros Técnicos e Científicos Editora, 1991.
- [19] Weineck, J.; "*Anatomia Aplicada ao Esporte*", Editora Manole, 1990.
- [20] Wirhed, R.; "*Atlas de Anatomia do Movimento*", Editora Manole, 1987.

