

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

**ANÁLISE DE IMPACTO E RISCO DE LESÕES NO SEGMENTO SUPERIOR  
ASSOCIADAS A EXECUÇÃO DA TÉCNICA DE *GYAKU TSUKI* SOBRE *MAKIWARA*  
POR PRATICANTES DE *KARATE DO ESTILO SHOTOKAN***

por

Vinícius Aguiar de Souza

Dissertação para obtenção do título de  
Mestre em Engenharia

Porto Alegre, Outubro de 2002.

Dissertação submetida ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PROMEC, da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de

Mestre em Engenharia

Área de concentração: Mecânica dos sólidos

Orientador: Prof. Dr. Alberto Tamagna.

Aprovada por:

Prof. Dr. Antonio Carlos Stringhini Guimarães

Prof. Dr. Luiz Carlos Gertz

Prof. Dr. Ignácio Iturrioz

Prof. Dr. Alberto Tamagna  
Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, Outubro de 2002.

## AGRADECIMENTOS

Quero começar agradecendo a pessoa do meu orientador Professor Alberto Tamagna que tendo aceitado me orientar durante meu trabalho de mestrado fez muito mais do que me fazer menos teimoso. Ele fez eu abandonar uma situação confortável, com um trabalho teórico, em prol de um trabalho experimental totalmente distinto a minha característica e formação como Físico Teórico. Com isto ele colocou a minha frente um desafio que me acrescentou muito como pesquisador e como pessoa.

Uma menção especial aos Engenheiros: Arcádio Angst (valeu por todas as horas no teu computador Alemão), Carla Tatiana Anflor (assistente inseparável e informante), Carlos Alberto Kern Thomas (engenheiro responsável pelo equipamento), Hervandil Morosini Sant'Anna (amigo, banco, patrocinador e companheiro de aventuras), Rafael Antonio Comparsi Laranja (pelas lições de instrumentação) e Tiago Becker (pelas perguntas pertinentes antes da minha apresentação).

Aos atletas que tão prontamente se ofereceram para serem corpos de prova na minha experiência: Anderson Zanardo, Cristian Jobi Salaini, Leonardo Silveira, Martin Kempf, Matheus Kieling, Mauricio Menegaz, Melchior Klein e Raquel Silveira. E a todos os atletas da Seleção Gaúcha de 2001 e os muitos atletas de várias cidades do Rio Grande do Sul que preencheram os formulários. Aos meus professores de ontem, hoje e sempre (Anelise, Sebastião, Biazus e Aires), por me mostrarem um Caminho e por sempre exigirem nada mais nada menos que meu máximo. Suas lições marcaram fundo e colocaram esta Arte Marcial de tal maneira em minha vida que isto durará para sempre.

A minha família que sempre me apoiou, incentivou e com muito sacrifício pode ter um grau superior em seu meio. Tua lição me marcou.

A Cristina Santos Moraes que em todos os momentos foi meu porto seguro e ajuda em cada instante durante meu mestrado, não tenho palavras pra agradecer e mesmo que tivesse, elas não chegariam aos pés do teu esforço e sacrifício.

*“Não devemos esperar pela inspiração para começar qualquer coisa. A ação sempre gera inspiração. A inspiração quase nunca gera ação.” Frank Tibolt*

## RESUMO

Este trabalho consiste em um estudo para avaliar e quantificar o pico do impacto e força gerada no segmento superior em atletas da arte marcial de origem japonesa *Karate Do*, oriundos da seleção Gaúcha adulta e juvenil da modalidade do ano de 2001, durante a execução da técnica de *gyaku tsuki* sobre *makiwara*. Os valores dos picos de aceleração foram obtidos na região do punho e escápula utilizando-se acelerômetros piezoelétricos uniaxiais fixos nestas regiões, e os valores da força gerada durante o choque, obtidos através da instrumentação do *makiwara* com extensômetros. As medições no segmento superior foram realizadas no eixo longitudinal do mesmo de acordo com as recomendações das normas ISO 2631 (1974 e 1997) e ISO 5349 (1986). Um dos acelerômetros foi fixado na porção distal do rádio e o outro acima da espinha da escápula. A disposição dos acelerômetros têm por objetivo captar o nível de vibração que efetivamente chega no segmento superior pela mão e quanto da energia vibratória é absorvida pelo mesmo. Os dois sensores foram colocados superficialmente sobre a pele, diretamente acima das estruturas anatômicas acima descritas, fixos com fita adesiva. A aquisição dos dados foi realizada com uma placa conversora analógica digital, e programa de aquisição de dados em três canais desenvolvido na plataforma de programação visual HPVee. Os ensaios foram realizados simulando a maneira clássica de execução da técnica de *gyaku tsuki* em *makiwara*. O trabalho apresenta ainda um estudo sistemático de lesões associadas ao uso do *makiwara* e estatísticas referentes a praticantes avançados do estado do Rio Grande do Sul. Também apresenta algumas considerações anatômicas e Mecânicas da técnica estudada, para apresentar-se como material de auxílio à estudiosos da Biomecânica dos esportes e Cinesiologia, instrutores e treinadores em geral para otimizar e aperfeiçoar, ou mesmo aumentar a compreensão da prática esportiva do *Karate Do*. Também é apresentado um modelo biomecânico de quatro graus de liberdade usado para análise de domínio de frequência e possível simulação futura.

## ABSTRACT

The proposal for this work is to evaluate and quantify the impact peak and the force due to *gyaku tsuki* on the *makiwara* over upper limb. The analyzed specimens were divided into two groups: the first composed by athletes from Gaúcha's Team Seniors and the second was formed by non-professional athletes under 18 years old (in 2001). The impact peak's values were obtained from wrist and escapula's areas. For this goal, uni-axial piezoelectric accelerometers were used. One accelerometer was fixed over the distal part of radius bone in the wrist while the other one was set over escapula's espine. Measurements at these locations goals to acquire the input vibration in upper limb and its absorption. The measurements were accomplished, in the longitudinal axis, in agreement with the recommendations of the standards ISO 2631 (1974 and 1997) and ISO 5349 (1986). Forces magnitudes were obtained from *makiwara*'s transducer (strain gages bonded diametrically over the *makiwara surface*). The data acquisition was performed using an analog-to-digital converter, and an 3 channel data acquisition software was developed in HPVee environment. The tests were performed simulating *gyaku tsuki* on the *makiwara*. This work presents some injuries in advanced practitioners from Rio Grande do Sul associated to the use of *makiwara*. It also shows some anatomical and mechanical aspects concerning the studied technique to supply further information for coaches, instructors, researchers in Biomechanics of sports and Kinesiology's professionals in order to improve the *Karate* performance. A biomechanical model of 4 degrees of freedom looking forward a future simulation and analysis in the frequency domain is presented.

## ÍNDICE

1	ESTRUTURA DO TRABALHO.....	1
2	DEFINIÇÕES.....	2
3	INTRODUÇÃO .....	6
3.1	Abordagem Histórica .....	6
3.1.1	Biomecânica .....	6
3.1.2	Karate Do .....	7
3.1.3	Teoria de Vibrações Mecânicas .....	8
3.2	Revisão Bibliográfica.....	12
3.3	Justificativa do Trabalho .....	17
3.4	Objetivo do Trabalho .....	18
4	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....	19
4.1	Delimitação da Região de Interesse: Segmento Superior .....	19
4.2	Caracterização das Articulações envolvidas .....	20
4.3	Inervação do Segmento Superior .....	28
4.4	Caracterização do Movimento .....	30
4.5	Estudo da Musculatura Agonista do movimento .....	32
4.5.1	Músculos Agonistas da Flexão do Ombro: .....	32
4.5.2	Músculos Agonistas da Extensão do Ombro.....	34
4.5.3	Músculos Agonistas da Flexão do Cotovelo .....	35
4.5.4	Músculo Agonista da Extensão do Cotovelo: .....	35
4.5.5	Músculos Agonistas da Pronação do Punho .....	36
4.5.6	Músculos Agonistas da Supinação do Punho.....	37
4.6	Técnicas Utilizadas para Estudo de Situações de Impacto .....	39
4.6.1	Medida de Forças de Reação (Dinamometria).....	39
4.6.2	Medida das Acelerações dos Segmentos.....	40
4.6.3	Dinâmica Inversa.....	42
4.6.4	Simulação .....	42
4.7	Classificação das Vibrações segundo a norma ISO 2631 .....	43
4.8	Variáveis Físicas de interesse.....	43
4.9	Efeitos da Exposição à Vibração.....	44
4.10	Síndrome da Vibração do Segmento Mão-Braço (Síndrome de Raynaud) .....	44

4.11	Definição do Sistema de Coordenadas.....	45
4.12	Homogeneidade Dimensional .....	46
5	INSTRUMENTAÇÃO.....	49
5.1	Características dos Sensores.....	49
5.1.1	Sensores de Medida de Deformação (strain gauges) .....	51
5.1.2	Sensores de Medida de Vibração (acelerômetros) .....	52
5.2	Características do <i>Makiwara</i> .....	52
6	PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	54
6.1	Escolha dos Transdutores.....	54
6.1.1	Colagem dos extensômetros no <i>Makiwara</i> .....	54
6.1.2	Montagem dos acelerômetros no punho e na escápula .....	54
6.2	Calibração dos sensores .....	55
6.2.1	Calibração dos Extensômetros .....	56
6.2.2	Calibração dos Acelerômetros .....	57
6.3	Obtenção da Frequência Natural do <i>Makiwara</i> .....	57
6.4	Caracterização dos Indivíduos .....	58
6.5	Apresentação dos resultados .....	58
7	DISCUSSÕES.....	68
8	CONCLUSÕES.....	80
9	SUGESTÕES DE CONTINUIDADE .....	82
10	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	84
I	DADOS ADQUIRIDOS PARA CALIBRAÇÃO DAS CÉLULAS DE CARGA .....	88
II	COMPARAÇÃO DE VÁRIOS GRUPOS: ANÁLISE DE VARIÂNCIA.....	94
III	MODELO BIOMECÂNICO DE QUATRO GRAUS DE LIBERDADE.....	99
IV	TERMOS BIOMECÂNICOS .....	108
V	INSERÇÕES ÓSSEAS DO SEGMENTO SUPERIOR .....	110

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\mu$ : representa a média geral de todas as observações

$\tau_i$ : é o efeito do tratamento  $i$

$\alpha_i$ : expoentes utilizados no teorema de Vaschy-Buckingham

$\Pi_i$ : números adimensionais de Vaschy-Buckingham

$\epsilon_{ijk}$ : é o erro aleatório

$\vec{A}$ : matriz dos coeficientes de amortecimento

$a_e$ : aceleração na região da escápula [g]

$a_p$ : aceleração do punho [g]

$\vec{C}$ : matriz das constantes de mola

$c_i$ : constante de amortecimento [Ns/m]

$D$ : energia potencial de amortecimento associada ao sistema

$f$ : força gerada no makiwara [N]

$h$ : impulsão vertical [m]

$$j = \sqrt{-1}$$

$k_i$ : constante de mola [N/m]

$L$ : unidade básica ou fundamental de comprimento

$L$ : Operador Lagrangiano

$M$ : unidade básica ou fundamental de massa

$\vec{M}$ : matriz de massa

$m_c$ : massa corpórea dos atletas [kg]

$m_i$ : massas relativas a discretização do segmento superior para simulação realizada no anexo III

MQG: é a média quadrada dos grupos

MQR: é a média quadrada dos resíduos

$Q_i$ : força externa sobre a  $i$ -ésima partícula

$$\ddot{q} = \frac{d\dot{q}}{dt} = \dot{q} \frac{d\dot{q}}{dq} = \frac{d^2q}{dt^2} : \text{aceleração}$$

$$\dot{q} = \frac{dq}{dt} : \text{velocidade}$$

$q$ : deslocamento



$q_i$ : coordenada generalizada da  $i$ -ésima partícula

$r^2$ : coeficiente de determinação

SQG: é o somatório dos quadrados das observações dos grupos

SQR: é o somatório dos quadrados dos resíduos, devido exclusivamente ao erro aleatório, medido dentro dos grupos

SQT: é o somatório total dos quadrados das observações do experimento

T : unidade básica ou fundamental de tempo

$T_{..}$ : é a soma de todas as  $T_i$

$T_i$ : energia cinética associada ao sistema

TC: é o termo de correção;

$T_{i.}$ : é a soma de todas as observações no grupo  $i$ .

tt: tempo de treinamento

[anos]

U: energia potencial elástica associada ao sistema

w: frequência do sistema

[rad/s]

$X_i$ : amplitude da oscilação da  $i$ -ésima partícula

$x_i$ : representa as coordenadas de posição (relativo ao centro de massa) da  $i$ -ésima partícula do sistema resolvido no anexo III

$\ddot{x}_i$ : representa a aceleração (relativa ao centro de massa) da  $i$ -ésima partícula do sistema resolvido no anexo III

$\dot{x}_i$ : representa a velocidade (relativa ao centro de massa) da  $i$ -ésima partícula do sistema resolvido no anexo III

$\bar{x}$ : representação das coordenadas de posição (relativas ao centro de massa) como um vetor

$\dot{\bar{x}}$ : representação das velocidades (relativas ao centro de massa) como um vetor

$\ddot{\bar{x}}$ : representação das acelerações (relativas ao centro de massa) como um vetor

$y_{ijk}$ : é a observação  $j$  medida no tratamento  $i$

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1: Divisões do movimento oscilatório (fonte Griffin, 1990). .....	3
Figura 3.1: Modelos biomecânicos unidirecionais (fonte Jahn e Hesse, 1986). .....	16
Figura 4.1: Articulação Gleno-umeral, vista anterior e posterior (fonte Netter, 1999). .....	21
Figura 4.2: Clavícula Direita (fonte Netter, 1999). .....	22
Figura 4.3: Detalhes de Ossos da Cintura Escapular (fonte Netter, 1999). .....	23
Figura 4.4: Ossos do Antebraço (vista anterior) (fonte Netter, 1999). .....	24
Figura 4.5: Articulação Esternoclavicular (fonte Netter, 1999). .....	24
Figura 4.6: Ligamentos da Articulação Gleno-Umeral (Vista Anterior) (fonte Netter, 1999). ....	25
Figura 4.7: Ligamentos do Cotovelo (Vista Anterior-Cotovelo Direito) (fonte Netter, 1999). ....	25
Figura 4.8: Ligamentos do Punho (Vista Palmar e Dorsal) (fonte Netter, 1999). .....	26
Figura 4.9: Ligamentos Metacarpicofalângicos e Interfalângicos (Vista Anterior ou Palmar) (fonte Netter, 1999). .....	27
Figura 4.10: Ossos do Carpo (vista palmar à esquerda e vista dorsal à direita) com articulação do Antebraço (ossos seccionados) (fonte Netter, 1999). .....	27
Figura 4.11: Mão direita (vista palmar à esquerda e vista dorsal à direita) com suas três porções: Carpo, Metacarpo e Falanges (fonte Netter, 1999). .....	27
Figura 4.12: Nervos do segmento superior (fonte Netter, 1999). .....	29
Figura 4.13: Região de contato com o alvo. ....	30
Figura 4.14: Vista Sagital da técnica estudada (fonte Nakayama, 1978). .....	31
Figura 4.15: Caracterização do Movimento (fonte Sá, 1982). .....	32
Figura 4.16: Braço e Antebraço (seccionado), no detalhe os músculos mais superficiais (fonte Netter, 1999). .....	33
Figura 4.17: Vista frontal do Tórax com braço seccionado (fonte Netter, 1999). .....	34
Figura 4.18: Vista Posterior do Braço e Antebraço (seccionado) (fonte Netter, 1999). .....	36
Figura 4.19: Antebraço e Mão (seccionada), no detalhe os músculos de interesse (fonte Netter, 1999). .....	37
Figura 4.20: Vista Posterior do Dorso (fonte Netter, 1999). .....	38
Figura 4.21: Vista Posterior do Antebraço e Braço(seccionado) (fonte Netter, 1999). .....	38
Figura 4.22: Sistema coordenado (fonte ISO 5349, 1986). .....	45
Figura 5.2: Detalhe da região de impacto. ....	53
Figura 5.3: Disposição do <i>makiwara</i> . .....	53

Figura 6.1: Posição de Colagem dos Extensômetros. ....	54
Figura 6.2: Máquina de Tração e Célula de Carga durante calibração. ....	56
Figura 6.3: Gráfico obtido durante a Análise de Domínio de Frequência do <i>Makiwara</i> . ....	57
Figura 6.4: Caracterização do sinal obtido pelo acelerômetro na escápula. ....	60
Figura 6.5: Ampliação da região de impacto (150 a 170 ms). ....	61
Figura 6.6: Caracterização do sinal obtido pelo acelerômetro no punho. ....	61
Figura 6.7: Ampliação da região de impacto (75 a 90 ms). ....	62
Figura 6.8: Caracterização do sinal obtido pela célula de carga no <i>makiwara</i> . ....	63
Figura 6.9: Relação da razão das acelerações obtidas na região da escápula e punho e a massa corpórea (variável adimensional $\Pi_1^*$ ). ....	63
Figura 6.10: Relação entre a força e tempo de treinamento (variáveis adimensionais $\Pi_2^*$ e $\Pi_4$ ). ....	64
Figura 6.11: Relação entre as acelerações medidas na região do punho e da escápula (variáveis adimensionais $\Pi_1$ e $\Pi_2$ ). ....	65
Figura 6.12: Relação entre a força medida no <i>makiwara</i> e aceleração na região do punho (variáveis adimensionais $\Pi_1$ e $\Pi_3$ ). ....	66
Figura 6.13: Relação entre a força medida no <i>makiwara</i> e aceleração na região da escápula (variáveis adimensionais $\Pi_2$ e $\Pi_3$ ). ....	67
Figura 7.1: Percentual dos atletas questionados (graduação). ....	69
Figura 7.2: Gráfico (percentual) da incidência de anomalias no complexo do ombro. ....	70
Figura 7.3: Gráfico (percentual) da incidência de anomalias na articulação do cotovelo. ....	71
Figura 7.4: Gráfico (percentual) da incidência de anomalias na região do punho e mão. ....	74
Figura 7.5: Gráfico (percentual) de histórico anterior de lesões ósseas. ....	76
Figura 8.1: Gráfico (percentual) da incidência de anomalia no segmento superior. ....	81
Figura 9.1: Exemplo de <i>woobling mass model</i> para o segmento superior. ....	83
Figura I.1: Curva de Calibração da Célula de Carga. ....	88
Figura I.2: Curva de Calibração da Célula de Carga do <i>makiwara</i> . ....	89
Figura III.1: Modelo Biomecânico unidirecional de quatro graus de liberdade. ....	99
Figura III.2: Forças atuantes sobre massa 1 (direção x). ....	99
Figura III.3: Forças atuantes sobre massa 2 (direção x). ....	100
Figura III.4: Forças atuantes sobre massa 3 (direção x). ....	100
Figura III.5: Forças atuantes sobre massa 4 (direção x). ....	100
Figura III.6: Força durante um choque (fonte Griffin, 1990). ....	106

Figura IV.1: Planos e Eixos de referência anatômicas.....	109
Figura V.1: Úmero e Escápula, vista anterior (fonte Netter, 1999). .....	110
Figura V.2: Úmero e Escápula, vista posterior (fonte Netter, 1999). .....	110

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 4.1: Estágios da Síndrome de Raynaud (fonte Pelmeier <i>et al.</i> , 1998).....	45
Tabela 4.2: Matriz de balanço dimensional. ....	47
Tabela 5.1: Características dos extensômetros (fonte Kyowa, Japão). ....	52
Tabela 5.2: Características dos acelerômetros (fonte ENDEVCO). ....	52
Tabela 6.1: Dados antropométricos dos atletas. ....	58
Tabela 6.2: Tabela ANOVA (região da escápula). ....	58
Tabela 6.3: Tabela ANOVA (região do punho). ....	58
Tabela 6.4: Tabela ANOVA ( <i>makiwara</i> ). ....	59
Tabela 6.5: Análise de Significância das médias das acelerações (escápula). ....	59
Tabela 6.6: Análise de Significância das médias das acelerações (punho). ....	59
Tabela 6.7: Análise de Significância das médias da força( <i>makiwara</i> ). ....	59
Tabela 7.1: Dados sobre a utilização do <i>makiwara</i> . ....	76
Tabela I.1: Calibração da célula de carga de 5000 N. ....	88
Tabela I.2: Calibração da célula de carga do <i>makiwara</i> . ....	89
Tabela I.3: Valores do acelerômetro da região da escápula(100mV/g).....	91
Tabela I.4: Dados do acelerômetro da região do punho(20mV/g). ....	92
Tabela I.5: Dados da célula de carga do <i>makiwara</i> . ....	93
Tabela II.1: Tabulação dos dados para análise de variância .....	94
Tabela II.2: Tabela ANOVA.....	96
Tabela II.3: Valores obtidos da Tabela I.3 (escápula). ....	98
Tabela II.4: Valores obtidos da Tabela I.4 (punho). ....	98
Tabela II.5: Valores obtidos da Tabela I.5 ( <i>makiwara</i> ). ....	98
Tabela III.1: Valor atribuído a cada elo do segmento superior [Dempster, 1955].....	105
Tabela III.2: Coeficientes de amortecimento e constantes de mola [Fritz, 1991].....	105
Tabela III.3: Valores dos parâmetros [ISO 10068,1998]. ....	106

## 1 Estrutura do Trabalho

Este trabalho está dividido na forma de capítulos de forma a facilitar o entendimento das questões levantadas. Os capítulos estão resumidos a seguir:

- Capítulo 1: apresenta um breve histórico da Biomecânica, Teoria de Vibrações e do *Karate Do* e também são apontadas a justificativa e o objetivo do trabalho;
- Capítulo 2: apresenta algumas definições utilizadas nas áreas de: Biomecânica, teoria de Vibrações Mecânicas, uma completa descrição da região anatômica estudada, caracterização da técnica específica, padrões internacionais para aquisições de sinais oriundos de impacto, as variáveis físicas de interesse, a principal doença relacionada com a vibração e a apresentação da teoria de números adimensionais para solução de problemas;
- Capítulo 3: apresenta a instrumentação e características físicas e elétricas dos transdutores utilizados para a aquisição dos sinais gerados. Também se caracteriza o aparato (*makiwara*) utilizado para treinamento da técnica;
- Capítulo 4: apresenta os procedimentos experimentais (descreve a metodologia utilizada), calibração dos transdutores, obtenção da frequência natural do *makiwara*, relaciona as características dos atletas utilizados nas aquisições e apresenta os resultados obtidos com observações sobre os mesmos;
- Capítulo 5: apresenta discussões e diversas opiniões sobre traumas e patologias associadas a vibração e esforços repetitivos com dados relevantes oriundos de uma amostra de praticantes do estado do Rio Grande do Sul que responderam um questionário;
- Capítulo 6: apresenta as conclusões e direções tomadas na prática com *makiwara*;
- Capítulo 7: apresenta as sugestões de continuidade;
- Capítulo 8: apresenta referências bibliográficas;

Os demais capítulos, na forma de anexos, apresentam: dados obtidos, análise estatística, simulação de modelos biomecânicos, termos utilizados no trabalho e mais algumas imagens anatômicas da região estudada.

## 2 Definições

### Biomecânica

Foi definida por Hatze (1994) como sendo o estudo da estrutura e função dos sistemas biológicos utilizando os princípios da Mecânica.

### Mecânica

É o ramo da Física que estuda a ação das forças sobre os corpos. A Mecânica é dividida em dois sub-ramos principais, que são: Estática e Dinâmica. A Estática é o ramo da Mecânica que estuda os corpos (sob ação de forças) em repouso ou deslocando-se com velocidade constante e a Dinâmica é o ramo da Mecânica que estuda os corpos em movimento acelerado. Tanto a Estática quanto a Dinâmica são subdivididas em Cinemática e Cinética. A primeira descreve os movimentos em relação ao tempo (essencialmente a geometria descritiva do movimento), ignorando suas causas e os conceitos de massa, força e energia [Rasch *et al.*, 1989], e a segunda, estuda as forças associadas, incluindo as que provocam o movimento e as que dele resultam.

### Antropometria

Medida das dimensões e peso dos segmentos corporais.

### Cinesiologia

É a ciência que estuda as bases anatômicas e mecânicas do movimento humano.

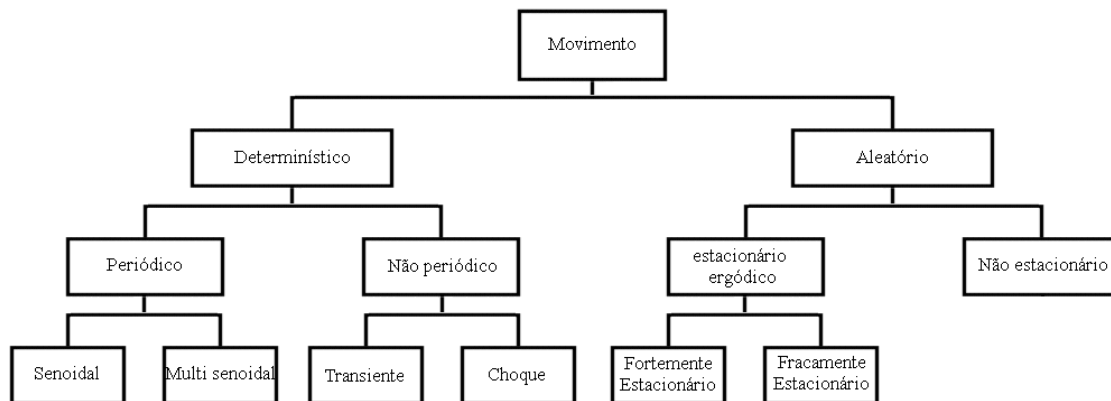
### Ergonomia

Segundo o Conselho Científico da *International Ergonomics Association* no ano de 2000, Ergonomia é a disciplina científica que trata da compreensão das interações entre os seres humanos e outros elementos de um sistema, e a profissão que aplica teorias, princípios, dados e métodos, a projetos que visam otimizar o bem estar humano e a performance global dos sistemas. Ergonomia Física no que concerne as características da anatomia humana, antropometria, fisiologia e biomecânica em sua relação a atividade física. Os tópicos relevantes incluem a postura no trabalho, manuseio de materiais, movimentos repetitivos, distúrbios músculo esqueléticos relacionados ao trabalho, projeto de postos de trabalho, segurança e saúde.

### Vibração Mecânica

É definida como sendo o movimento de um corpo ou sistema mecânico que se repete depois de um determinado período de tempo, ou ainda: descreve um movimento oscilatório em relação a um ponto de referência. As vibrações mecânicas são caracterizadas por seu *período*, isto é, o tempo (medido em segundos) requerido para que este movimento periódico repita-se, ou

*frequência*, ou seja, o número de ciclos por unidades de tempo cuja unidade chama-se Hertz (Hz), nada mais sendo que o inverso do *período*, e *amplitude* que representa quanto o sistema afasta-se de sua posição de equilíbrio estático. As vibrações são divididas em *determinísticas* e *estocásticas*. No primeiro tipo, o comportamento da futura oscilação pode ser previsto através da oscilação anterior (movimento determinístico, pode ser representado por uma função bem comportada), e no segundo tipo, o movimento somente pode ser caracterizado por propriedades estatísticas (movimento estocástico, mais comumente chamado de movimento aleatório) [Griffin, 1990]. Ambas divisões apresentam subdivisões como mostrado na Figura 2.1. O estudo de vibrações no corpo humano é dividido em duas grandes áreas: *Vibração de Corpo Inteiro (WBV)* e *Vibração no Segmento Mão-Braço (HAV)*. A ressonância do Sistema Mão-Braço para qualquer das três direções ocorrem na região de 100 a 250 Hz, e a ressonância para o corpo como um todo ocorre na direção vertical com alcance entre 4 e 8 Hz, e direções lateral e horizontal na faixa de 1 a 2 Hz.



**Figura 2.1: Divisões do movimento oscilatório (fonte Griffin, 1990).**

### Impulso

O impulso por definição é igual à variação do Momentum Linear das duas massas envolvidas na colisão. É uma relação mecânica entre força e o tempo.

### Impacto

É o fenômeno mecânico em que há trocas de energia entre os corpos e que a duração do impulso é muito pequena, isto é, quando uma quantidade considerável de momentum linear é transferida entre dois corpos que entram em contato. O Impacto pode ser de dois tipos:

- Impacto Elástico: há conservação da Energia Cinética;
- Impacto Plástico: não há conservação da Energia Cinética.



A literatura a respeito da força de impacto em esportes usa termos que também são usados na Mecânica Clássica do Impacto. Os termos mais comuns usados em análise de impacto incluem *Força de Impacto*, *Força Impulsiva* e *Choque*.

### Força de Impacto

Segundo Goldsmith (1960) [*apud* Nigg *et al.*, 1995], a Mecânica Clássica do Impacto usa o termo *Força de Impacto* para força devido à colisão de dois objetos que, tipicamente, é pequena em duração. São forças que resultam da colisão de dois objetos, alcançando seu valor máximo próximo de 50 ms após o contato entre eles [Nigg *et al.*, 1995]. O termo *Força Impulsiva* é usado para a força de relativa grande magnitude desenvolvida em um relativo pequeno tempo. Este termo conseqüentemente é mais abrangente que o anterior e inclui o termo *Força de Impacto*.

### Pico do Impacto

È a máxima amplitude da força de impacto durante a fase de impacto (contato) [Nigg *et al.*, 1995].

### Choque

Segundo Crede (1951) [*apud* Nigg *et al.*, 1994] choque é definido como a condição transiente na qual o equilíbrio de um sistema é interrompido por uma súbita mudança na força aplicada. A Mecânica Clássica do Impacto usa o termo *choque* quando a cinemática de um sistema exposto à impacto ou força impulsiva é discutida [Nigg *et al.*, 1995].

### Taxa de carga

È representada como a derivada no tempo da função de força (dependente do tempo). A máxima taxa de carga é alcançada entre o contato e o pico de impacto.

### Ressonância

O fenômeno de absorção de energia vibratória, com subsequente amplificação, é chamado ressonância ou frequência natural de vibração [Wasserman, 1990]. Este fenômeno ocorre quando a frequência de excitação é igual à frequência natural do sistema. Quando isto acontece, a amplitude da vibração aumentará sem limite e é regulada apenas pela quantidade de amortecimento presente no sistema [Seto, 1964].

### Análise de Frequência ou Domínio de Frequência

Como um sinal oriundo de um corpo vibrando em geral é composto de inúmeras frequências, as quais ocorrem simultaneamente, dificultando a simples inspeção de suas amplitudes com relação ao tempo, precisa-se de uma técnica para realizar isto. Esta técnica denomina-se de Análise no Domínio da Frequência que é realizada através de uma

transformação linear. A transformada linear mais utilizada com este fim é a Transformada de Fourier. Esta transformação remete o sinal de amplitude no domínio do tempo para um sinal em domínio de frequência onde têm-se uma relação unívoca de amplitude em função da frequência. Esta técnica matemática objetiva separar as várias componentes do sinal vibratório original em elementos individuais de frequência, caracterizando a análise no domínio da frequência.

### 3 Introdução

#### 3.1 Abordagem Histórica

##### 3.1.1 Biomecânica

Biomecânica, a ciência que investiga os efeitos de forças internas e externas sobre seres vivos, não representa em si mesma, uma nova disciplina [Miller e Nelson, 1973]. Este fato está documentado em publicações dos anos de 1958 e 1966. O termo Biomecânica foi adotado no início da década de 70 como uma definição, internacionalmente reconhecida, do campo de estudo relacionado com a análise mecânica dos organismos vivos e com um grande interesse na análise nas múltiplas facetas do movimento humano [Miller e Nelson, 1973]. Após a Primeira Guerra Mundial encontraram-se registros de pesquisa em Ergonomia, na Alemanha e na Rússia, e ocorreu um aumento acentuado nas pesquisas em Biomecânica após a Segunda Guerra Mundial, estimulado pela indústria de transporte nos Estados Unidos.

Durante os anos 50, a Biomecânica emergiu como uma importante área do conhecimento e investigação científica, com uma variedade de disciplinas. Incluídas entre elas estão a Anatomia Funcional, Segurança Automobilística, Ortopedia, Engenharia Biomédica, Ciência Espacial, Reabilitação Física, Esportes e Educação Física. Mas somente em 1966 estabeleceu-se as diretrizes para um curso acadêmico e posterior programa de doutorado. O primeiro seminário internacional em Biomecânica foi realizado em *Zurique* (1967). Este seminário foi apoiado pelo Comitê Internacional de Esporte e Educação Física da UNESCO. O segundo seminário internacional realizou-se em *Eindhoven* (1969), o terceiro em *Roma* (1971) e o quarto na *Pennsylvania State University* (1973). A partir do primeiro seminário, começaram a florescer outros encontros mais específicos como o Simpósio em Teoria de Técnicas Esportivas em *Warsaw* (1968) e o Simpósio Internacional de Biomecânica da Natação em *Bruxelas* (1970) [Miller e Nelson, 1973].

No Brasil, a Sociedade Brasileira de Biomecânica (SBB) foi fundada em 1989 e o primeiro encontro realizou-se em Porto Alegre no mesmo ano da fundação. Portanto vê-se que a Biomecânica é um importante ramo, já consolidado, da ciência. Sua contribuição à sociedade é imprescindível e de grande valia nas mais diversas áreas, abrangendo desde substituição de segmentos danificados por próteses até análise de técnicas esportivas. Atualmente em termos de esportes Olímpicos, vê-se que a ciência, particularmente a Cinesiologia, já encontrou o limite do corpo humano. Limites atingidos sobretudo pelo sistema cardiovascular, o sistema bioenergético e a estrutura óssea. Pode-se analisar esta tendência, grosseiramente, pela análise de recordes

quebrados nas últimas Olimpíadas: Seul (1988), 75 recordes; Barcelona (1992), 21 recordes; Atlanta (1996), 13 recordes.

### 3.1.2 Karate Do

A origem do *Karate* data de mais de mil anos, quando o monge indiano Daruma (Bodhidharma) viajou a China para pregar o Budismo no mosteiro de Shao Lin. Ao começar a ensinar a fé Budista aos Chineses, o monge notou que apesar de todo o esforço a grande maioria dos novatos acabava por desistir da rígida vida monástica por não terem um mínimo desenvolvimento físico. Disposto a resolver a questão o monge retirou-se para as montanhas ao norte da China, e durante três anos, baseado apenas na observação dos animais, desenvolveu um método de treinamento físico que com o passar dos anos viria a ser desenvolvido e adaptado tornando-se a luta que hoje se conhece como Shao Lin. Com a perseguição religiosa sofrida pelos Budistas por parte do governo Confucionista Chinês, o templo foi queimado e todos os monges, que sobreviveram as batalhas, acabaram por espalhar-se pelo continente. Com isto mais pessoas passaram a ter contato com esta forma de combate [Funakoshi, 1956].

Por volta de 1392, a ilha de Okinawa (a maior ilha do arquipélago Ryu Kyu ao sul do Japão) recebeu a imigração de 36 famílias Chinesas. Com estas famílias foram às técnicas marciais desenvolvidas pelos Budistas. Okinawa já tinha três sistemas distintos de luta não armada, que haviam sido desenvolvidas em meados do século XVII. Os diversos sistemas acabaram misturando-se e gerando vários estilos que recebiam o nome genérico de *Tode* (literalmente quer dizer mão Chinesa). Com o passar dos séculos as formas de combate da ilha passaram inclusive a serem ensinadas nas escolas [Funakoshi, 1956].

No século passado, em visita a ilha o então príncipe Japonês assistiu a uma apresentação desta arte e ficou impressionado a ponto de insistir que fosse feita uma apresentação em Tóquio. Apesar da relutância, por volta de 1917, realizou-se a primeira demonstração de *Tode*, para a realeza em Tóquio, a capital Japonesa. Em 1922, a pedido do próprio imperador, foi mandado um instrutor Okinawano para lecionar aulas em Tóquio, seu nome era Gichin Funakoshi. Este professor foi o principal responsável pela modernização do *Tode* e pela troca desta palavra pela grafia *Karate Do*. Esta nova grafia tem significado *Caminho da Mão Vazia* numa clara alusão aos princípios Budistas e politicamente importante, pois historicamente o Japão vinha de intensos confrontos com a China.

Com o final da Segunda Guerra e conseqüente ocupação do Japão por parte dos americanos, o *Karate* acabou ganhando os Estados Unidos devido aos militares que conheceram e passaram a praticar a arte milenar [Nakayama, 1966]. Para o mundo foi um passo. Então o que foi desenvolvido no Oriente como arte marcial, sobreviveu aos séculos tornando-se não apenas

uma arte de defesa pessoal não armada, mas também um esporte excitante praticado por aficionadas ao redor do mundo. Entre os que foram atraídos por ele, encontram-se estudantes e professores universitários, artistas, homens de negócios e funcionários públicos. O *Karate* é praticado por milhões de pessoas no mundo inteiro e em alguns países já consta como disciplina obrigatória em cursos regulares nas universidades. Com o advento da popularidade esta forma de combate começou a mostrar outra face: a competição, ganhando então, além do sentido marcial e filosófico, a necessidade de desenvolver-se como esporte.

Do ponto de vista esportivo, o *Karate* precisa ser analisado a luz do método científico para atestar a validade de suas técnicas, e ajudar no seu desenvolvimento, beneficiando os praticantes e principalmente alertando para possíveis danos decorrentes da má prática. Por ser oriundo de artes marciais mais antigas, o *Karate* adotava posições e formas de ataque e defesa de diversos animais, sendo seu treinamento baseado em aspectos mais observacionais, em vez de uma análise Biomecânica, isto é, apesar do *Karate* ter sofrido algumas modificações com o passar dos anos e hoje em dia já existirem vários estilos e métodos, o desenvolvimento técnico obedece a princípios anciões, nem sempre corretos. Apesar disto, mesmo intuitivamente, os velhos mestres que desenvolveram as artes de combate antigas deram uma importante contribuição através de seu esforço e em muitos casos desenvolvendo técnicas, que com o avanço tecnológico, e sua análise científica, mostraram-se corretas.

### 3.1.3 Teoria de Vibrações Mecânicas

O desenvolvimento da teoria de vibrações, como uma subdivisão da Mecânica, apareceu como um resultado natural do desenvolvimento das ciências básicas particularmente a Física e a Matemática. O termo vibração vem sendo usado desde o tempo de *Aeschylus*. *Pitágoras* de *Samos* (570-497 a.C.) um contemporâneo de Buda, Confúcio e Lao-Tsé, considerado um dos sete sábios da Antiguidade, estabeleceu um método racional de medida de frequência sonora através das menores frações inteiras e múltiplos dos sons básicos dos instrumentos musicais. Com isto Pitágoras fundou, não somente a ciência da acústica, mas também, a teoria de vibrações, sendo que as relações entre som e vibração foram estudadas e entendidas na sua escola. Pitágoras conduziu experimentos com martelos, molas tubos e cascas, estabelecendo o primeiro laboratório conhecido de pesquisa em vibrações [Dimarogonas, 1996]. Além disso, ele inventou o *monocórdio*, instrumento musical com finalidade puramente científica, para conduzir pesquisa experimental dentro de vibrações de molas e para formar um padrão de medida em vibrações.

A primeira monografia sobre acústica, *Sobre Acústica*, foi escrita por *Aristóteles* (384-322 a.C.). Ele introduziu este termo tradicionalmente atribuído a *Sauver* (1653-1716). *Heródoto*

(484-425 a.C.) reportou sobre um transdutor de vibração, feito de uma fina placa de bronze sobre um escudo, usado para detectar através, da vibração da placa de bronze, a escavação de túneis em Barca, uma cidade ao Norte da África onde hoje é a Líbia, quando a mesma estava sobre cerco dos Persas durante o século VI a.C. [Dimarogonas, 1996]. Pode-se reconhecer este transdutor amplificador de vibrações mecânicas similar no princípio aos tacômetros de lingüeta. Sistemas similares a este eram conhecidos na China em torno de 370 d.C. Pela mesma aplicação técnica, *Vitruvius* (primeiro século a.C.) reporta, pela primeira vez, sobre o uso de pêndulos como outro tipo de transdutor amplificador de vibrações mecânicas. No ano de 214 a.C., o arquiteto *Tryphon* de Alexandria, usou vasos pendurados, que começavam a oscilar em resposta aos choques subterrâneos quando os inimigos usavam ferramentas de ferro, para cavar túneis sobre a cidade durante o cerco da cidade de Apolônia por Felipe V, rei da Macedônia. Pode-se reconhecer neste episódio o entendimento dos princípios do pêndulo e do princípio de ressonância. Alguns destes termos já haviam sido usados anteriormente por *Plotino* (Terceiro século a.C.), ao estudar as oscilações em molas [Dimarogonas, 1996].

Por volta de 132 d.C., o governo imperial Chinês queria uma maneira de detectar os terremotos que assolavam a China para que medidas preventivas fossem tomadas rapidamente. O cientista e matemático *Chang Cheng* inventou um instrumento, um pêndulo de 3 metros de comprimento para detectar os terremotos, caracterizando o primeiro sensor de medida de vibração [Dimarogonas, 1996].

Nos tempos anciões houve um substancial progresso na teoria de vibrações com um entendimento dos princípios básicos da frequência natural, isolamento da vibração, medidas de vibração, ressonância e vibrações livres. Mas esta gama de conhecimentos tinha um uso limitado devido ao baixo nível de produção tecnológica. E, apesar de que muitos ramos da matemática tivessem sofrido um amplo desenvolvimento, o Cálculo e Matemática computacional estavam longe do estágio necessário para proporcionar um tratamento analítico da vibração.

A era moderna é marcada pelos trabalhos de *Galileu* (1564-1642) e *Newton* (1642-1727). Além disso, é marcada pelos estágios iniciais da mecanização e revolução industrial. A utilização de energia química com seu alto poder por unidade de volume do maquinário introduziu numerosos problemas de vibração. Isto, juntamente com o desenvolvimento do Cálculo e da Mecânica do Contínuo, levaram a um rápido desenvolvimento da teoria de vibrações até meados do século XIX [Dimarogonas, 1996]. Em 1638, Galileu publicou um trabalho onde se encontra sua idéia sobre vibrações e resistência dos materiais. As discussões de Galileu sobre o isocronismo do pêndulo e ressonância e vibrações forçadas provocaram um novo interesse em vibrações e acústica. Sua morte interrompeu seu desenvolvimento de um relógio de pêndulo, e

seu filho continuou o trabalho. Mas foi *Huygens* (1629-1695), que acabou desenvolvendo o relógio de pêndulo, o primeiro equipamento acurado para medida de tempo, ferramenta indispensável para a mensuração de Vibrações Mecânicas.

Nascido no mesmo dia da morte de *Galileu*, *Newton* juntamente com *Leibnitz* (1646-1716) teve um papel muito importante no desenvolvimento do Cálculo (cálculo diferencial em 1665 e paralelamente com *Leibnitz*, o cálculo integral em 1666) que viabilizaria toda uma gama de problemas em Física e Matemática, onde se encontravam os problemas de teoria de vibrações [Garbi, 1997].

Entre 1750, equações diferenciais de equilíbrio do movimento de varias coleções de corpos foram derivadas por *Taylor* (1658-1731), *Johann* e *Daniel Bernoulli*, *Euler* (1707-1783), *Clairaut* e *D'Alembert* (1717-1783). Os problemas de vibrações em molas voltaram a serem estudados por Galileu e *Marinus Mersenne* (1588-1648). Os modos de vibração e os pontos nodais foram observados por *Joseph Sauveur* (1653-1716), que também identificou a frequência natural (fundamental) e os tons harmônicos. *Daniel Bernoulli*, em 1750, explicou os resultados experimentais do princípio de superposição dos harmônicos e introduziu a idéia de expressar qualquer pequena oscilação como soma de harmônicos simples independentes, cada um com sua própria frequência e amplitude [Garbi, 1997]. O problema de vibração em molas foi primeiramente resolvido por *Lagrange* (1736-1813) [Garbi, 1997].

A equação de onda foi introduzida por *D'Alembert* em 1750. A solução da equação de mola foi feita por *Daniel Bernoulli*, *D'Alembert* e *Euler*, embora *Joseph Sauveur* e *Brook Taylor* tenham dado anteriormente soluções aproximadas [Garbi, 1997]. *Euler* obteve a equação diferencial para a vibração lateral de barras e determinou as funções conhecidas como funções normais e a equação que chamamos de equação de frequência pra vigas com extremidades livres, fixas ou apenas apoiadas [Garbi, 1997]. *Chladni* (1756-1824) estudou problemas de vibração em barras excitadas por vibrações longitudinais e torsionais. Em 1738, *Euler* trabalhando com o problema de oscilações em navios, lançou a hipótese que qualquer corpo tem três eixos ortogonais que passam por seu centro de massa, sobre o qual cada qual oscila livremente em pequenos movimentos, com amplitude arbitrária pra cada um. Posteriormente, em 1746, ele descobriu a rotação permanente sobre um eixo é possível somente se o produto dos momentos de inércia sobre o eixo é zero, e logo após isso, que as leis de *Newton* aplicam-se não somente para o corpo como um todo, mas para cada parte em separado [Dimarogonas, 1996].

*Euler* e *Jakob Bernoulli* (1759-1789) tentaram resolver analiticamente o problema de vibrações em placas e cascas. *Euler* obteve a equação diferencial da membrana e *Bernoulli*, a equação diferencial da placa vibrando. Posteriormente, Euler provou para toda uma variedade de

problemas em vibrações que o princípio de pequenas oscilações e superposição eram conseqüências diretas da lei do momentum linear, e não axiomas independentes. *Chladni*, posteriormente investigou placas e cascas, particularmente sinos. *Shopie Germain* (1776-1831) derivou corretamente a equação diferencial de placas, problema que teve contribuições posteriores de *Poisson* (1781-1840) e *Kirchhoff*, mas foi *Navier* (1785-1872) quem obteve uma rigorosa teoria de vibração em placas sob flexão. Também investigou as equações gerais de equilíbrio e vibração de sólidos elásticos. As soluções das equações diferenciais de movimento, para um sólido elástico foram tratadas por *Poisson* e *Clebsch* (1833-1872), que fundou a teoria geral de vibrações [Dimarogonas, 1996].

Até o final do século XIX, a teoria de vibrações estava largamente desenvolvida. Ao mesmo tempo, houve um rápido progresso na construção de máquinas de alta velocidade, em particular a construção de locomotivas e turbinas a vapor [Dimarogonas, 1996]. O primeiro tratado sobre vibrações foi escrito por Lorde *Rayleigh* (1842-1919) em 1894. Ele formalizou a idéia das funções normais introduzidas por *Daniel Bernoulli* e *Clebsch*, e introduziu a idéia de forças e coordenadas generalizadas. Posteriormente, ele sistematicamente introduziu a energia e métodos aproximados em análise vibratória, sem resolver as equações diferenciais, com posterior contribuição de *Ritz* em 1909. *Rayleigh* introduziu a correção para vibrações laterais em vigas devido à inércia rotacional e *Timoshenko*, em 1916, a correção devido ao cisalhamento.

No último quarto do século XIX, pesquisadores como *Dunkerley*, *Reynolds* e *De Laval* (1845-1913) observaram e resolveram experimentalmente problemas relacionados à dinâmica de rotores. *Rankine* (1820-1872), em 1869, postulou que a operação de eixos acima da velocidade crítica é impossível. Este problema foi resolvido analiticamente por *Föpl*, fato provado experimentalmente por *De Laval* em 1895 [Dimarogonas, 1996].

Problemas modernos de dinâmica de rotores foram tratados por *Newkirk* e *Kimball*, em 1924. Os problemas giroscópicos foram introduzidos por *Stodola* (1859-1942), em 1918. Muitos trabalhos foram publicados por vários cientistas, como *Frahm*, *Holzer*, *Guembel*, *Tolle*, *Van den Dungen*, *Hohemenser*, *Prager*, *Myklestad*, *Prohl* e *Thonsom*. Este último que criou o método das matrizes de transferência em 1950. O estudo sistemático de sistemas não-lineares foi iniciado por *Poincaré* (1854-1912), *Duffing* e *Van der Pol* [Dimarogonas, 1996].

O primeiro livro texto em engenharia versando sobre vibrações foi escrito em 1910 por *Hort*. Este livro teve um profundo efeito no ensino de vibrações, pois marcou este tópico como uma área separada em Mecânica vindo a tornar-se curso separado em formação dentro das faculdades de Engenharia Mecânica e Engenharia Elétrica. Muitos trabalhos foram feitos na década de 20 por grandes mecanicistas do século passado, como *Prandtl*, *Flópl*, *Stodola*, *Von*



*Mises, Von Karman e Prager*, identificando vários conceitos importantes sobre teoria de vibrações. Hoje em dia utiliza-se amplamente a teoria de Elementos Finitos para encontrarem-se soluções para os mais diversos problemas em vibrações.

Todos estamos familiarizados com impacto e têm-se uma consciência coletiva sobre o que se define por impacto. Em vários momentos na vida diária estamos em contato com este tópico: o livro que derrubamos, o ovo que quebramos, dedos do pé chocando-se contra um sofá ou mesmo acidentes de trânsito, não raros nos nossos dias. Portanto impacto não é uma realidade distante da nossa percepção, como a Mecânica Quântica. Apesar disto, o impacto permanece como algo misterioso. Ele ocorre muito rapidamente para que possamos acompanhá-lo e as evidências por ele deixadas são na maioria das vezes muito ambíguas.

Nos últimos trinta anos, a melhora da instrumentação para alta velocidade e o desenvolvimento computacional tem ajudado no melhor entendimento deste assunto, atraindo a atenção para vários problemas relacionados com isto e ajudando na expansão desta área científica. Infelizmente uma aproximação multidisciplinar, para o problema do impacto, não foi formada ainda, e as informações estão espalhadas em muitos lugares e expressas em uma longa variedade de jargões.

Em Matemática Aplicada, problemas de Física e Engenharia, o impacto tem apresentado problemas teóricos com soluções elegantes, mas com difícil verificação experimental e o contrário também é verdadeiro, com a dificuldade de modelar-se matematicamente vários casos reais de impacto. O impacto também pode mudar o comportamento dos materiais, mas mudanças similares também podem ser produzidas por outras vias o que acaba por dificultar ainda mais o entendimento dos mecanismos que atuam durante o impacto.

Comumente, os eventos relacionados com este assunto são tratados como problemas apenas de engenharia, mas obviamente quando seus efeitos atuam sobre seres vivos, deve ser considerado também um problema médico. Nos dias atuais o estudo de vibrações e impacto passa pela multidisciplinaridade, o que enriquece muito a compreensão do fenômeno e suas implicações.

### **3.2 Revisão Bibliográfica**

O *Karate* é uma Arte Marcial muito antiga, mas em decorrência da tradição não apresentava documentação de sua evolução tanto do ponto de vista técnico quanto histórico. A idéia contida no meio marcial recebia a alcunha de *ensinamento do tigre*, significando que os conhecimentos deveriam ser transmitidos de pai para filho ou de mestre para discípulo, apenas de forma oral e com absoluto sigilo. Em decorrência deste credo muita informação perdeu-se com o tempo ou não ficou registrada corretamente.

O primeiro trabalho escrito desta Arte, versando sobre parte técnica, data de 1922, com o título de *RyuKyu Kenpo: Tode*, de Gichin Funakoshi. Neste trabalho, são apresentadas o conjunto de técnicas que foram aprendidas pelo escritor de seus professores em Okinawa. Em 1926, Gichin Funakoshi, publica uma segunda edição do seu primeiro livro, desta vez sob a designação de: *Rentan Goshin To-de Jutsu* (as "placas de impressão" originais do seu primeiro livro tinham sido destruídas no terremoto que atingiu Tóquio em 1923). Este professor lançou posteriormente *Karate Do Kyohan* de 1935, onde seleciona o conjunto de técnicas que viriam a formar o estilo de *Karate Do* aqui estudado (*Shotokan*). Por fim, acabou escrevendo mais duas obras: *Karate Nyumon*, de 1943, onde apresenta de forma mais seletiva as técnicas descritas no livro anterior, juntamente com um pouco de história do *Karate* e, *Karate Do: meu modo de vida*, de 1953, um relato de suas lembranças durante os anos que treinou *Karate* em Okinawa, as histórias da ilha cercando o *Karate* e sua tentativa de trazê-lo a luz da Ciência, uma autobiografia nos seus últimos anos de vida, mostrando sua própria história misturada com a da Arte que praticava.

Em 1960, Hidetaka Nishiyama e Richard Brown, publicaram um livro detalhando técnicas de *Karate* com o título: *Karate: the Art of Empty Hand* e com uma diferença em relação aos outros livros publicados anteriormente: este trabalho apresenta, além das técnicas do estilo, um programa sistemático de treinamento, fato até então inédito no meio *Karateca*. Seis anos depois, em 1966, o professor de Educação Física e mestre de *Karate Do*, Masatoshi Nakayama, aluno de mestre Funakoshi, publica o livro *Dynamic Karate*, um trabalho de Cinesiologia conjunto com físicos da universidade Takushoku. Neste trabalho pela primeira vez, são abordados aspectos Biomecânicos das técnicas de *Karate* e, apresentados resultados de pesquisas em eletromiografia e impacto de técnicas específicas desta Arte. Este professor foi quem mais publicou trabalhos científicos sobre *Karate* e diversas outras formas de combate, sendo o primeiro a enviar instrutores para fora do Japão no intuito difundir a Arte para o mundo.

Larose e Sik publicam, em 1969, *Karate Hand Conditioning*, versando sobre o efeito dos impactos sucessivos nas mãos de *Karatecas* durante o treinamento. No mesmo ano, Adams publica o estudo *The Medical Implications of Karate Blows*. No ano de 1975, Walker publica o artigo *Karate Strikes*, onde apresenta um estudo da técnica de soco do *Karate* como um exemplo de colisão mecânica. Neste trabalho são feitas aproximações para a energia perdida para a deformação e força de impacto, além de uma breve descrição das técnicas de quebraamento. Em 1977, Blum publica o artigo *Physics and the Art of Kicking and Punching*, com uma análise da Física associada com as técnicas de quebraamento do ponto de vista da energia. No mesmo ano, Wilk defende sua tese com o título *A Biomechanical Study of a Karate Strike*.

Alguns anos após, em 1983, Wilk, MacNair e Feld publicam o artigo *The Physics of Karate* onde analisam os aspectos de um golpe de *Karate* e sua interação com o alvo, examinando algumas questões dinâmicas e biomecânicas antes inexploradas. Um ano após, em 1984, Yoshihuku e Ikegami publicam seu estudo cinemático com câmaras de alta velocidade intitulado *Analysis of Tsuki Motion in Top Class Players of Karate, Nihon Kenpo, Chugoku Kenpo and Kick-Boxing*. No mesmo ano, é publicado pelos autores Vayssairat, Priollet, Capron, Hagege e Housset, o estudo *Does Karate Injure Blood-Vessels of the Hand* onde se aponta a prática intensiva de *Karate* como responsável por aneurismas arteriais na mão fazendo-se uma analogia a doenças ocupacionais por uso de martelo sendo a mais conhecida delas chamada de síndrome de Raynaud.

No ano seguinte, em 1985 Crosby publicou *The Hands of Karate Experts: Clinical and Radiological Findings* onde o autor realiza um estudo com 22 instrutores de *Karate*. Desta amostra, através de radiologia, encontrou-se evidência de 10 fraturas. No mesmo ano ainda foi publicado o artigo *Biomechanics of the Oi-Tsuki in Zenkutsu-dachi* por Lozi com o estudo biomecânico criterioso da técnica referida. Ainda no mesmo ano, Smith e Hamill publicam dois artigos sobre *Karate* e suas implicações: *Karate and Boxing Glove Impact* e *Karate and Boxing Glove Impact Characteristics as Functions of Velocity and Repeated Impact*.

No ano de 1987, Smith publica o artigo *Punching Impact Effect of the Karate, Boxing and the Thumbless Glove*. Em 1989, são publicados dois artigos: *Karate* e *Las Lesiones carpometacarpianas en Karate* pôr Loureda *et al.*, onde os autores fazem um breve resumo do *Karate* e seu lado esportivo, e detêm-se no estudo de lesões associadas à pratica de *Karate*. No segundo artigo existe um enfoque nas lesões provocadas na região do carpo.

Em 1994, Yoshihuku e Ikegami voltam a publicar um artigo sobre Artes Marciais com o título: *Energy Flow from the Trunk to the Upper Limb in Tsuki Motion of Top-class Players of the Martial Arts Shorinji Kempo*. Em 2000, é publicado por Sforza *et al.* o artigo *The repeatability of choku-tsuki and oi-tsuki in traditional Shotokan Karate: a morphological three-dimensional analysis*, onde são estudados os tempos de execução das duas técnicas através do uso de câmaras de filmagem com frequência de 100 Hz.

O presente trabalho também objetiva analisar, mesmo que superficialmente, os efeitos físicos e fisiológicos da utilização do *makiwara*, portanto uma revisão adequada sobre doenças associadas à exposição a vibração, cargas dinâmicas e lesões por esforço repetitivo (L.E.R) foi feita.

O primeiro trabalho relacionado com problemas na região do punho e mão foi escrito pelo físico francês Maurice Raynaud, em 1862. Ele observou em sua tese, intitulada “*Local*

*Asphyxia and Symmetrical Gangrene of the Extremities*” (Isquemia Periférica Local e Necrose Simétrica das Extremidades), que os dedos de determinadas mulheres branqueavam quando expostos a temperaturas baixas, mas não relacionou este problema com a vibração [Balbinot, 2001]. Esta condição é chamada de “*white fingers syndrome*” ou síndrome dos dedos brancos. Atualmente, esta condição é chamada “*Síndrome da Vibração do Segmento Mão-braço*” (esta denominação surgiu na Inglaterra em 1983), pois a vibração no segmento mão-braço parece não causar somente danos aos vasos sanguíneos, mas também aos ossos, músculos e tendões das mãos [Balbinot, 2001].

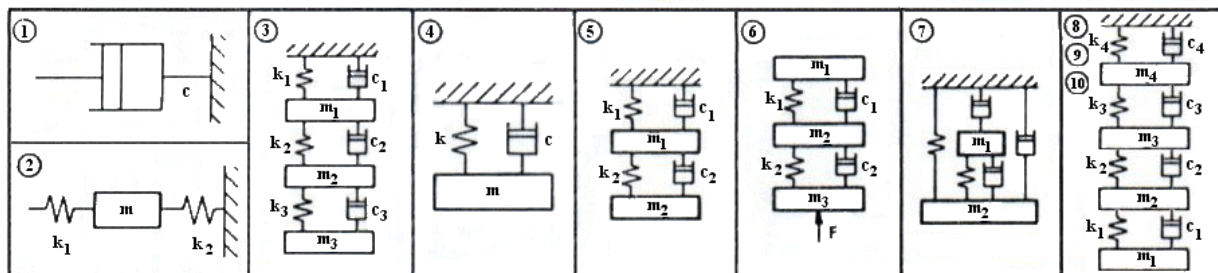
Loriga, em 1911, foi o primeiro que diagnosticou esta síndrome em mineiros italianos que usavam ferramentas pneumáticas, mas não associou o problema a vibração das mesmas. Apenas em 1918 realizou-se o primeiro estudo compreensivo e de ligação entre a síndrome da vibração do segmento mão-braço e a vibração. Este estudo foi desenvolvido pelo Dr. Alice Hamilton em 28 operários que lavavam pedras utilizando ferramentas pneumáticas. Apesar de não poder contar com as vantagens das técnicas de diagnóstico modernas como ultrassom, NMR e Raios X, ele concluiu corretamente que a Síndrome de Raynaud era decorrente de uma série de fatores, aqui citados: vibratórios, térmicos (temperaturas baixas) e ergonômicos.

Mas o reconhecimento da ligação da Síndrome da Vibração do Segmento Mão-braço com a exposição das mãos à vibração, só viria com o advento da moto-serra à gasolina no final dos anos 50 e início dos 60. Originalmente referida como *Raynaud Phenomenon of Occupational Origin* (Fenômeno de Raynaud de Origem Ocupacional), passou a ser denominada *Vibration Induced White Finger* (Dedos Brancos Induzidos pela Vibração) ou *VWF*. A comunidade médica costuma referir-se a doença apenas por Síndrome de Raynaud ou Fenômeno de Raynaud.

A resposta do corpo humano à vários tipos de vibrações e cargas dinâmicas foi estudada, à partir da metade de 60 até início dos anos 70, por vários estudiosos, entre eles *Barnes*, *Macduff* e *Miwa*. Deste estudos surgiram recomendações para os limites de tolerância para a vibração em todo o corpo, dirigida ao sistema mão-antebraço e alguns modelos matemáticos da resposta dinâmica do corpo [Desessards, 1998]. Estes trabalhos, no entanto não renderam dados suficientes ou mesmo outras informações que pudessem ajudar na compreensão dos mecanismos que influenciam na resposta da mão e do braço e nem mesmo puderam ser usados para desenvolver um modelo analítico de modelagem da resposta do segmento superior exposto a vibração.

Ainda nesta época um estudo com um braço de cadáver foi realizado por *Abrams* e *Suggs* (1969), tentando avaliar a absorção de energia vibratória e suas conseqüências, onde realizaram medida de transmitância através do braço quando exposto a vibração em baixa e alta freqüência.

O estudo do comportamento do segmento superior, quando exposto a vibrações, foi implementado através de vários modelos biomecânicos para o mesmo. Passam pelo modelo de um grau de liberdade, evoluindo para o de três graus de liberdade, passando pelo modelo de parâmetros distribuídos chegando ao modelo de cinco graus de liberdade, mas alguns destes apresentam deslocamentos em mais de uma direção. O foco deste trabalho é em modelos biomecânicos unidirecionais pelo fato do estudo aqui dirigido objetiva adquirir a componente da vibração no sentido longitudinal do segmento superior. Portanto a figura Figura 3.1 apresenta os primeiros modelos unidirecionais usados na modelagem do segmento superior e seus respectivos autores.



**Figura 3.1: Modelos biomecânicos unidirecionais (fonte Jahn e Hesse, 1986).**

1 *Kuhn F.*, Über die mechanische Impedanz des Menschen bei der Arbeit mit dem Preblufthammer (1953).

2 *Dieckmann D.*, Ein mechanisches modell für das schwingungserreterte Hand-arm-system des Meschen (1958).

3 *Reynolds D.D., Keith R.H., Angevine E.N.*, Hand-arm vibration: Part 1: Analytical model of the vibration response characteristics of the hand. Part 2: Vibration transmission characteristics of the hand and arm. Part 3: Subjective response characteristics individuals to hand-induced vibration (1977).

*Meltzer G., Melzig-Thiel R., Schatte M.*, Ein mathematisches schwingsmodell für das menschliche hand-arm-system (1980).

*Suggs C.W., Mishoe J.W.*, Hand-arm vibration: implications drawn from lumped parameter models (1977).

4 *Reynolds D.D., Soedel W.*, Dynamic response of the hand-arm-system to a sinusoidal input (1972).

*Abrams C.F.*, Modelling the vibrational characteristics of the human hand by the driving point mechanical impedance method (1971).

5 *Miwa T.*, Studies on hand protectors for portable vibration tools (1964).

6 *Suggs C.W., Mishoe J.W.*, Hand-arm vibration: implications drawn from lumped parameter models (1977).

7 Nilsson A., Olsson E., Test rig for vibration control on chain saws, development and design of a test rig with two artificial hands (1978).

8 Reynolds, D.D., Falkenberg, R.J., A study of hand vibration on chipping and grinding operators. Part II: four-degree-of-freedom lumped parameter model of the vibration response of the human hand (1982).

9 Daikoku, M., Ishikawa, F., Mechanical Impedance and vibration model of hand-arm system (1990).

10 ISO 10068 1998 Mechanical vibration and shock-free, mechanical impedance of the human hand-arm system at the driving point.

Nas últimas três décadas, diversas pesquisas foram feitas analisando as vibrações e seus efeitos patológicos e fisiológicos sobre o corpo humano, à citar: *Kelsey et al.*, 1975; *Alaranta et al.*, 1978; *Wilder et al.*, 1982; *Backman*, 1983; *Klinglenstierna et al.*, 1987; *Kuorinka et al.*, 1987; *Winkleby et al.*, 1988; *Johanning*, 1991; *Corbridge et al.*, 1991; *Bovenzi et al.*, 1992; *Miyashita et al.*, 1992; *Bovenzi et al.*, 1994; *Magnusson et al.*, 1996; *Zimmermann et al.*, 1997; *Bovenzi et al.*, 1999; *Palmer et al.*, 2000. Ainda de acordo com *Chaffin et al.*(1999), os efeitos biológicos da vibração são cada vez mais evidentes.

### 3.3 Justificativa do Trabalho

A pesquisa científica por si só não necessita de justificativa, pois todo o conhecimento acrescenta algo, seja do ponto de vista econômico, social ou puramente acadêmico. E o tempo encarrega-se, na maioria dos casos, de apontar a justificativa mais plausível da escolha deste ou daquele tópico para estudar-se. A justificativa da Pesquisa Científica foi muito bem explanada por Malba Tahan (1965):” *O progresso material dos homens depende das pesquisas abstratas ou científicas do presente, e será aos homens de ciência que trabalham para fins puramente científicos, sem nenhum intuito de aplicação de suas doutrinas, que a humanidade ficará devedoura em tempos futuros*”. Continua Malba Tahan: “*Cultivar a Ciência pela pura utilidade prática, imediata, é desvirtuar a alma da própria Ciência*”. Espera-se que estas palavra venham a corroborar com a justificativa do trabalho.

Este trabalho pretende acrescentar idéias renovadoras e esclarecer alguns pontos a respeito da prática do *Karate Do* enquanto esporte. Obviamente por causa da imensa diversidade de técnicas dentro desta arte marcial, aqui se optou pela análise de apenas uma. Esta escolha deu-se pela aparente simplicidade da mesma e principalmente pela sua frequência nos treinos regulares de *Karate Do*. Possivelmente esta técnica seja uma das mais treinadas e a mais comum em campeonatos.

A maioria dos esportes modernos tiveram uma importante contribuição da Biomecânica para seu aperfeiçoamento, seja do ponto de vista da saúde quanto da performance física de alto rendimento. E esta modalidade esportiva não pode deixar de receber um tratamento similar, isto é, necessita expor suas práticas esportivas a luz da análise científica para atestar sua eficiência e principalmente seus efeitos sobre a saúde do praticante. Sendo este último item citado de suma importância, pois a maioria das informações recebidas no âmbito desta atividade respeita a tradição oral e muitas vezes com alguns enganos. Isto pode vir a acarretar sérios danos à saúde do praticante.

O *Karate Do*, como esporte é muito novo, cerca de 40 anos, além disso, não é uma modalidade Olímpica, talvez por isso foi muito pouco estudado. Portanto a principal justificativa deste trabalho recai sobre a tentativa de avaliar, do ponto de vista Biomecânico e também médico, uma das práticas mais comuns dentro do *Karate Do*, um esporte com um grande número de adeptos e que não recebeu a devida atenção.

### **3.4 Objetivo do Trabalho**

Os objetivos deste trabalho são:

- mensuração de algumas grandezas dinâmicas no segmento superior durante a execução da técnica de *gyaku tsuki* sobre *makiwara*, por atletas da seleção Gaúcha de *Karate Do* estilo *Shotokan*, utilizando-se de três variáveis: aceleração do punho do atleta no momento do impacto, força gerada pela execução da técnica sobre o *makiwara* e aceleração na região da cintura escapular.

- apontar algumas patologias associadas ao uso deste aparato,

## 4 Fundamentação Teórica

### 4.1 Delimitação da Região de Interesse: Segmento Superior

O segmento superior compreende diversos ossos e suas articulações rodeados por tecidos moles. Com finalidades descritivas, o membro superior é dividido em regiões, cada uma envolvida por fáscia e contendo músculos com suprimento sanguíneo e nervoso [Arend e Duarte, 1996].

Do ponto de vista biomecânico o segmento superior pode ser descrito como módulos constituídos por elementos elásticos (músculos, tendões, nervos) dispostos sobre estruturas sólidas (ossos), formando um sistema de alavancas e possuindo, ainda, segmentos distais independentes e se contrapondo (dedos), que permitem movimentos de preensão grosseira e fina [Desessards, 1998]. Este sistema elástico é capaz de armazenar energia potencial e cinética. A energia potencial é armazenada como resultado da compressão ou extensão relativa dos tecidos, e a energia cinética, resulta do movimento dos tecidos no segmento superior.

O membro superior, uma das partes do esqueleto apendicular, é formado por quatro segmentos bem distintos que são [Arend e Duarte, 1996]:

(1) Cintura Escapular: formada pela clavícula, em número de duas (Figura 4.2), pela escápula, em número de duas, e pelo esterno, chamados juntamente de cingulo do membro superior (Figura 4.3), articulando-se com o tronco pela articulação esternoclavicular e a escápula com o úmero, pela articulação do ombro ou articulação gleno-umeral (Figura 4.1). Estes ossos são responsáveis pela transmissão de forças dos membros superiores para o corpo, seguindo necessariamente o caminho definido pelas articulações associadas ao cingulo do membro superior. Este mecanismo, o do cingulo do membro superior, é considerado um sistema mecânico aberto, isto é, os lados não possuem ligação anatômica direta, portanto podem mover-se independentemente. A região tem diversos músculos associados que serão citados a *posteriori*. A mobilidade desfrutada pelo membro superior advém em parte desta estrutura, isto é, o cingulo do membro superior e articulação do ombro (gleno-umeral). É através desta unidade funcional que o braço, antebraço, punho e mão são conectados ao esqueleto axial. Apesar de estruturalmente separados, o cingulo do membro superior e a articulação gleno-umeral são funcionalmente inseparáveis [Rasch *et al.*, 1989].

(2) Braço: é a parte do membro superior compreendida entre as articulações gleno-umeral (ombro) e úmero-ulnar (cotovelo). O osso que compõe o braço é o úmero (Figura 4.1). Os músculos do braço encontram-se dispostos em duas regiões distintas, a saber, região anterior ou



flexora e região posterior ou extensora; separados pelo úmero e septo intermuscular medial e lateral. O úmero pode ser posicionado através do controle da unidade formada pelo cingulo do membro superior e pela articulação gleno-umeral.

(3) Antebraço: é a parte do membro superior compreendida entre a articulação úmero-ulnar (cotovelo) e a articulação rádio-cárpica (punho). Os ossos que formam o antebraço são o rádio (lateralmente) e a ulna (medialmente) (Figura 4.4), e seus músculos estão arranjados, a exemplo do braço, em duas regiões distintas: região anterior ou flexora e região posterior ou extensora separados pelos ossos do antebraço e a membrana interóssea.

(4) Mão: composta pelos ossos do carpo, metacarpianos e falanges. O carpo é formado por oito ossos dispostos em duas fileiras de quatro. Desses oito ossos, somente o piramidal, o semilunar e o escafoíde articulam-se com o rádio e formam a articulação radiocarpiana. Os metacarpianos são cinco ossos longos, contados de lateral para medial. As quatorze falanges formam os dedos propriamente ditos. A apresentação dos ossos descritos encontra-se na Figura 4.10 e Figura 4.11.

## 4.2 Caracterização das Articulações envolvidas

As articulações de interesse na técnica estudada são [Rasch, 1989; Arend e Duarte, 1996]:

(1) Articulação Acromioclavicular: do tipo *biaxial condiloartrose*, é uma articulação plana auxiliada por dois ligamentos importantes, os ligamentos *acromioclavicular* e *coracoclavicular* (Figura 4.6).

(2) Articulação Esternoclavicular: do tipo *triaxial enartrose* ou *esferóide*. Esta articulação é estabilizada pelos ligamentos *esternoclavicular* (anterior e posterior) e *costoclavicular* (Figura 4.5).

(3) Articulação Escapulo-Umeral ou Gleno-Umeral: do tipo *triaxial enartrose* ou *esferóide*. A estabilidade desta articulação é dada pelos ligamentos *coracoacromial*, *coracoumeral* e *glenoumeral* (superior, médio e inferior) (Figura 4.6).

(4) Articulação Úmero-ulnar: localizada entre a incisura troclear da ulna e a tróclea do úmero, sendo classificada como *uniaxial trocloartrose* ou *gínglimo*, ou seja, permite apenas a flexão e extensão do antebraço sobre o braço.

(5) Articulação Úmero-radial: entre a face proximal da cabeça do rádio e o capítulo do úmero, sendo classificada como *biaxial condiloartrose*.

(6) Articulação Rádio-ulnar proximal: formada pela cabeça do rádio e incisura radial da ulna, sendo classificada como *uniaxial trocóide* ou *pivô*, isto é, permite a rotação de um osso sobre o outro no eixo longitudinal, ou seja, permite o antebraço realizar pronação e supinação

(figura 4: articulação proximal). Estas três últimas articulações, úmero-ulnar, úmero radial e rádio-ulnar proximal compõem a articulação do cotovelo e encerram-se numa cápsula articular comum. Esta cápsula articular cobre completamente as faces articulares e inclui os ligamentos *colateral radial* (lateral) e *colateral ulnar* (medial) (figura 4.7).

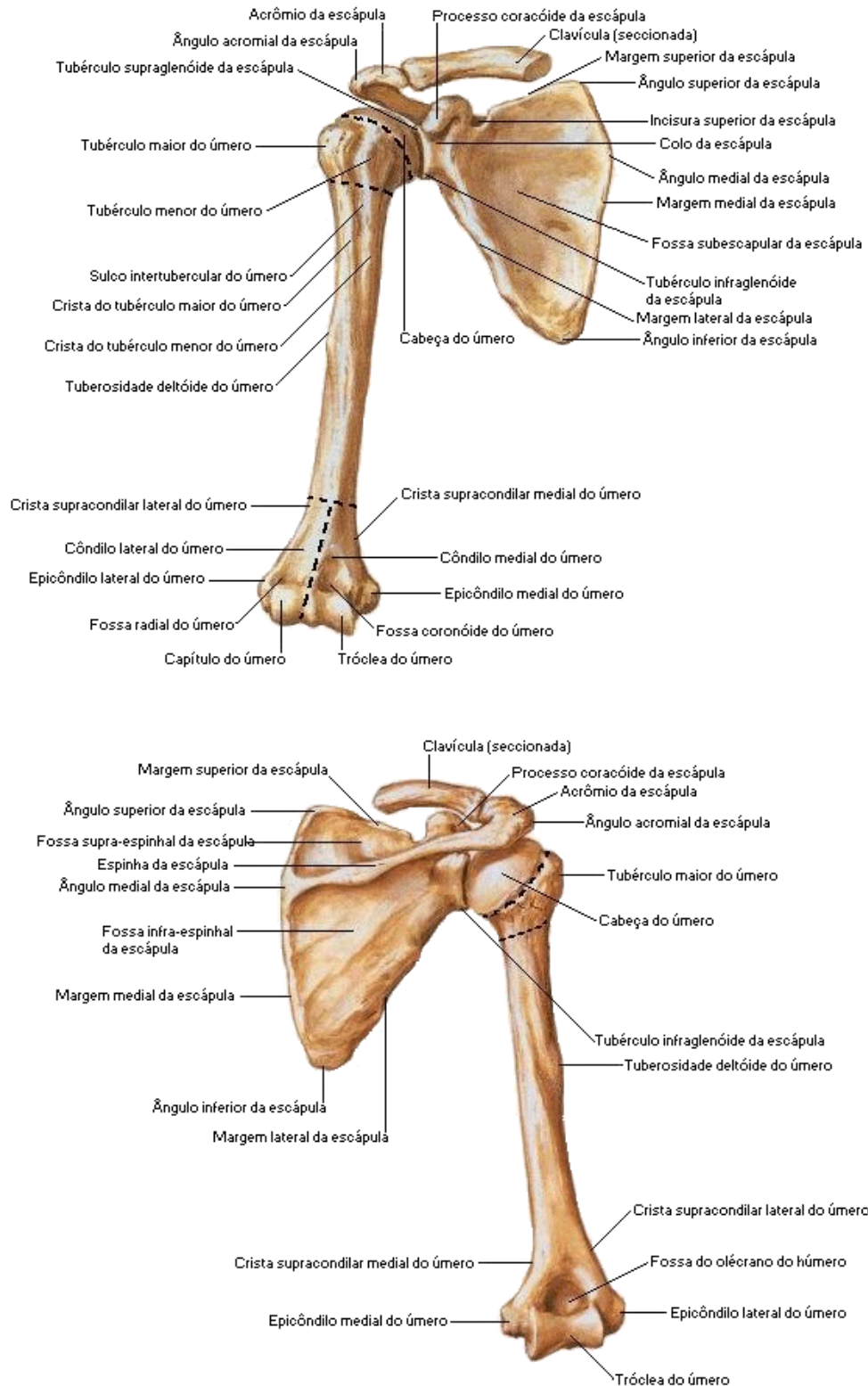
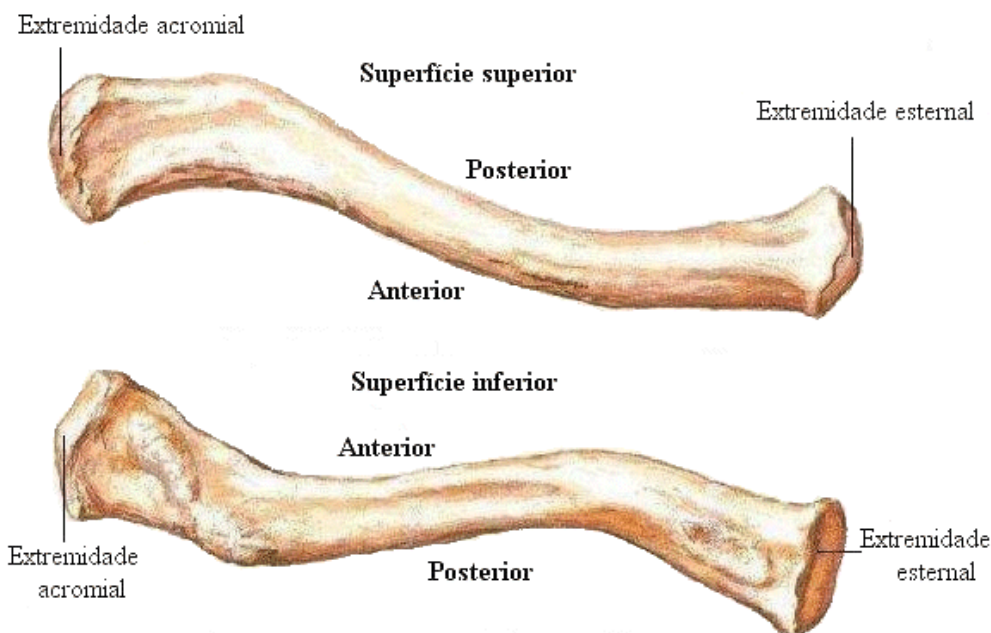


Figura 4.1: Articulação Gleno-umeral, vista anterior e posterior (fonte Netter, 1999).



**Figura 4.2: Clavícula Direita (fonte Netter, 1999).**

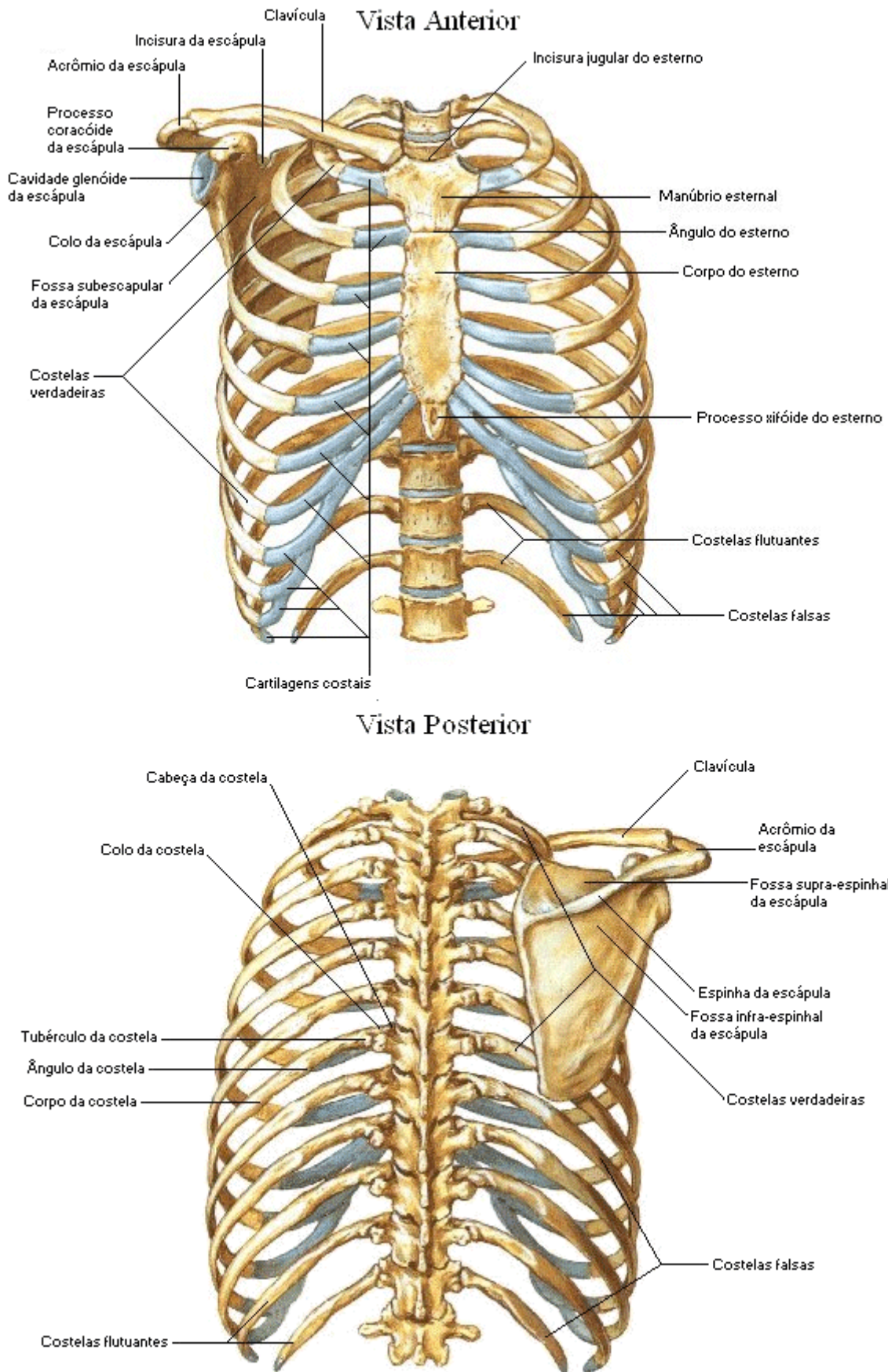
(7) Articulação Rádio-ulnar distal: do tipo *uniaxial trocóide* ou *pivô*, isto é, permite a rotação de um osso sobre o outro no eixo longitudinal.

(8) Articulação Radiocárpica: do tipo *biaxial elipsóide*, isto é, permite flexão, extensão, desvio ulnar e desvio radial do punho (figura 10: articulação distal do Antebraço). Os ligamentos da região são: *radiocárpico palmar*, *radiocárpico dorsal*, *colateral ulnar do carpo* e *colateral radial do carpo* (Figura 4.8).

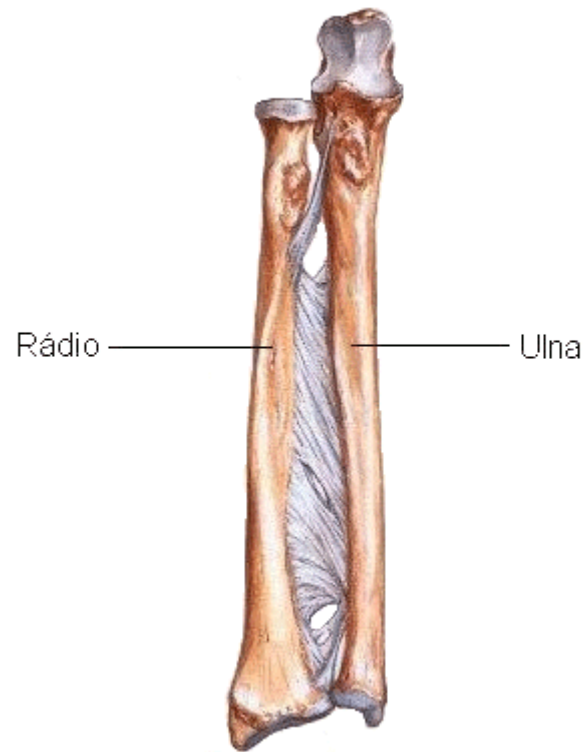
(9) Articulações Intercárpicas: são classificadas como *artródias*. Estas articulações são divididas em três grupos: a articulação entre os ossos escafoide, semilunar piramidal e pisiforme (fileira proximal); as articulações entre o capitato, hamato trapezóide e trapézio (fileira distal); e a articulação mediocárpica entre as fileiras proximal e distal. Estas articulações são sustentadas por uma complexa rede de ligamentos: *colateral ulnar do carpo*, *colateral radial do carpo*, *pisometacárpico*, *pisohamato* e *radiocárpico palmar* (Figura 4.8).

(10) Articulações Carpometacarpianas: do tipo *artródia*. A estabilidade desta região se dá através dos ligamentos *carpometacárpicos* (dorsais, palmares e interósseos) (Figura 4.8).

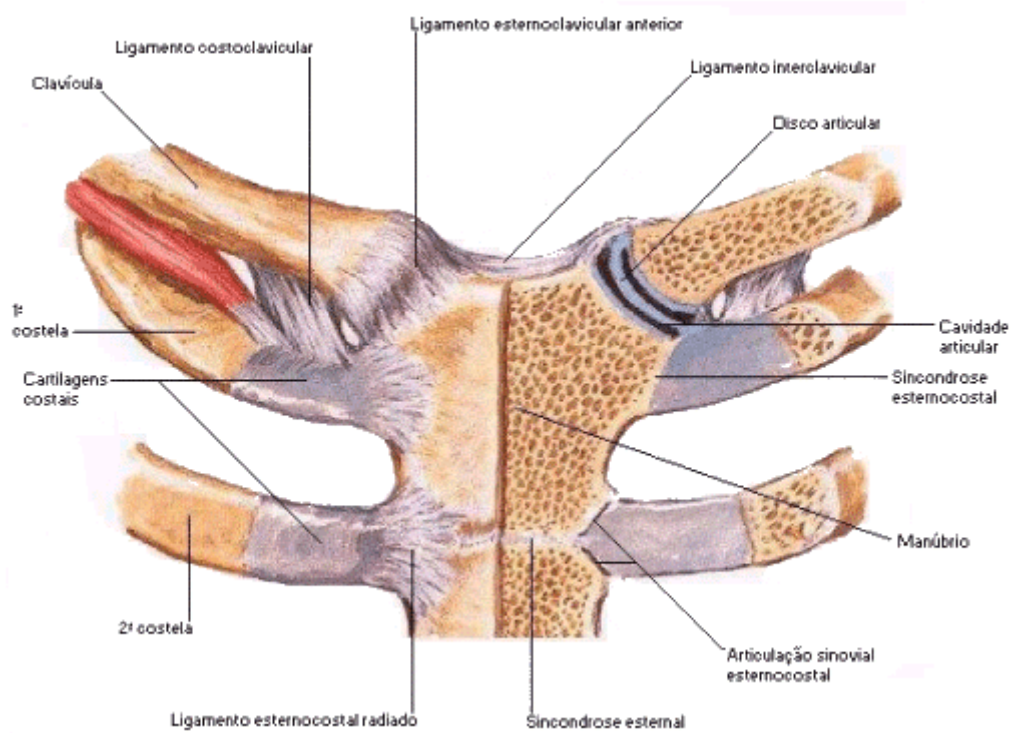
(11) Articulações Intermetacarpianas: os ossos do carpo (exceção feita ao polegar) são do tipo *artródia*. Os ligamentos da região são os *metacárpicos* (dorsais, palmares e interósseos) e *metacárpico transverso* (Figura 4.9).



**Figura 4.3: Detalhes de Ossos da Cintura Escapular (fonte Netter, 1999)**



**Figura 4.4: Ossos do Antebraço (vista anterior) (fonte Netter, 1999).**



**Figura 4.5: Articulação Esternoclavicular (fonte Netter, 1999).**

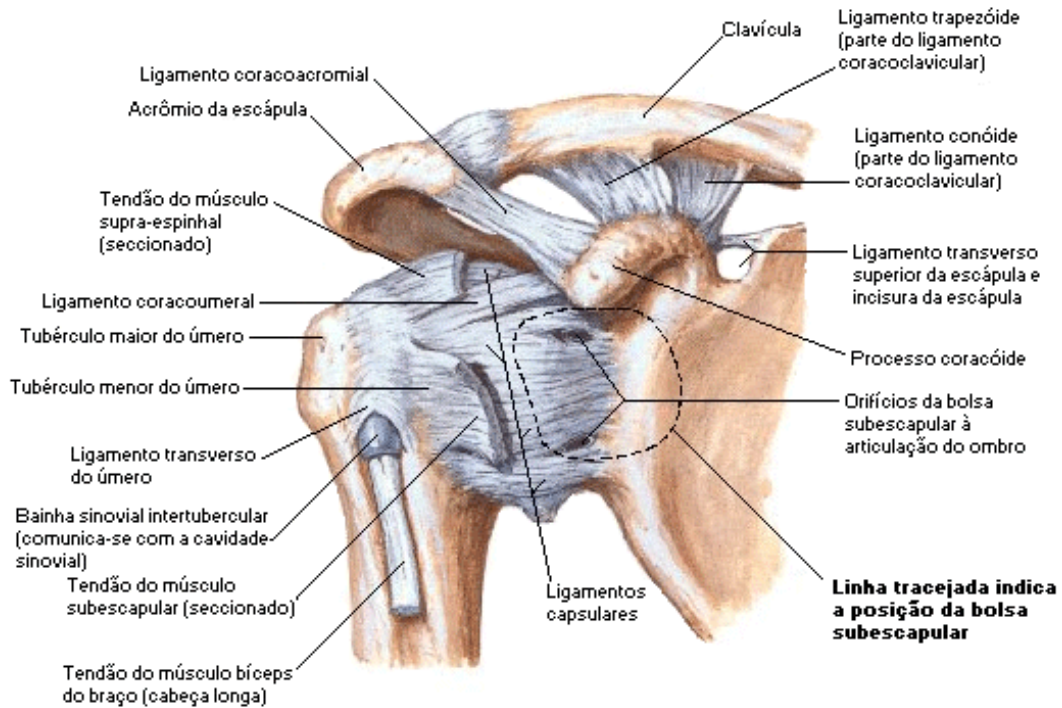


Figura 4.6: Ligamentos da Articulação Gleno-Umeral (Vista Anterior) (fonte Netter, 1999).

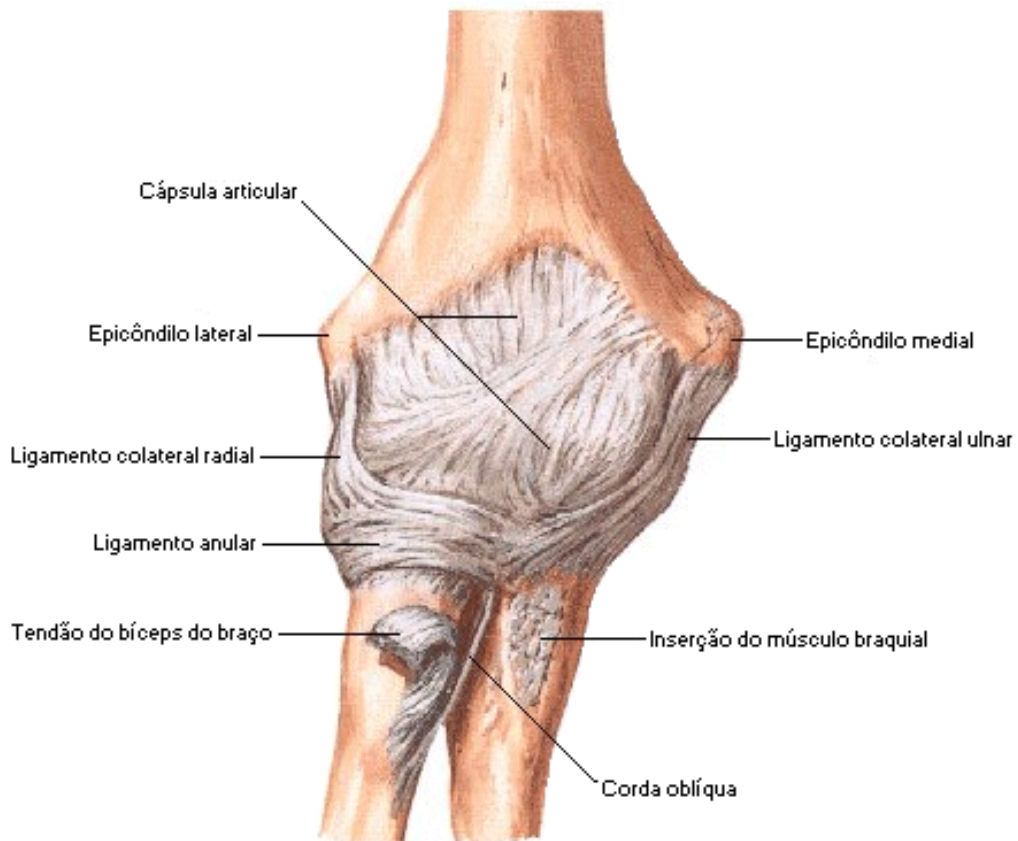
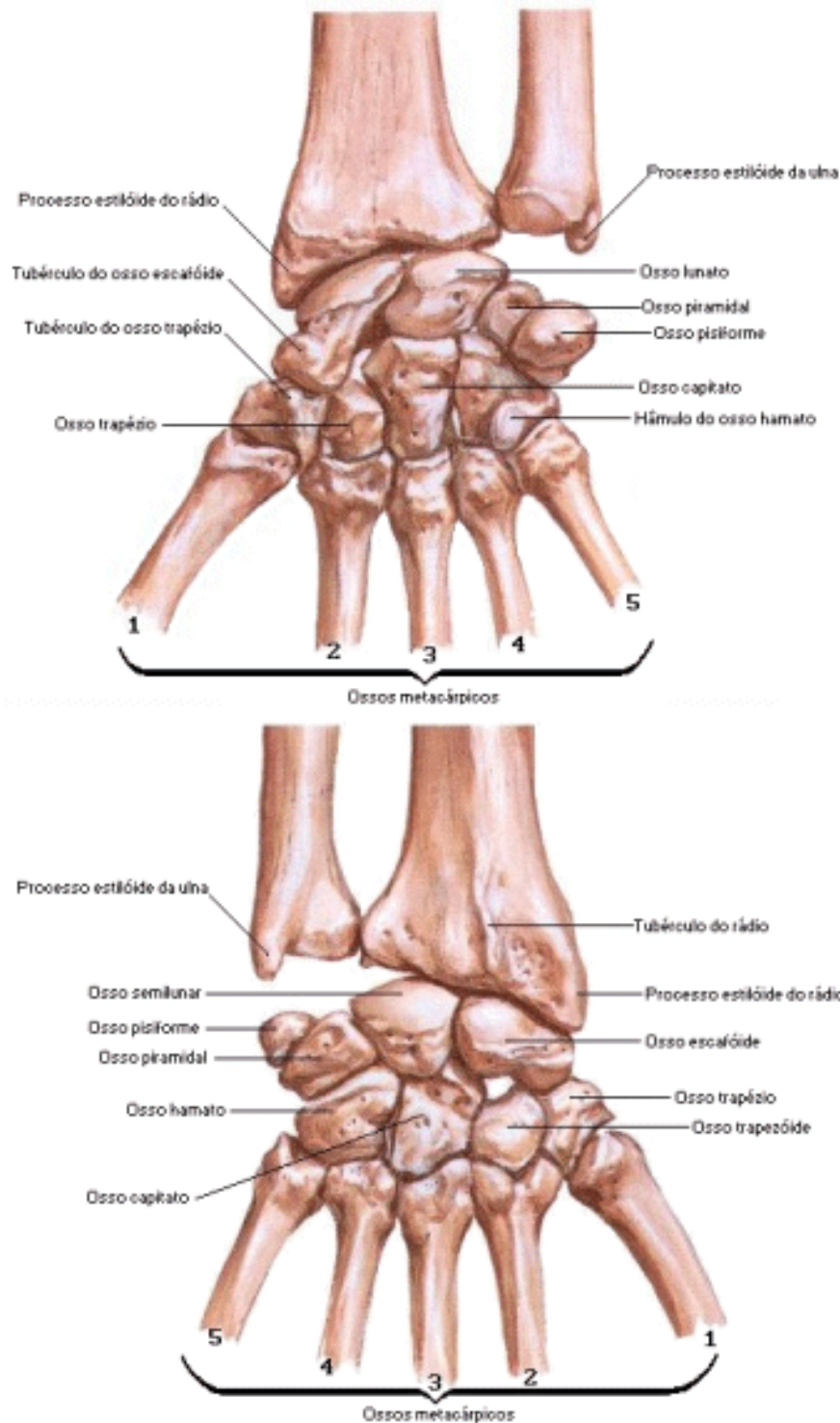


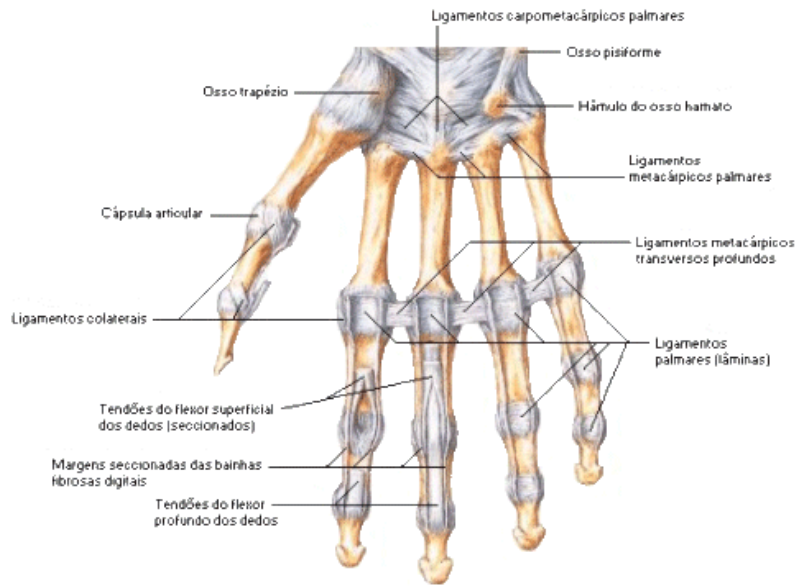
Figura 4.7: Ligamentos do Cotovelo (Vista Anterior-Cotovelo Direito) (fonte Netter, 1999).



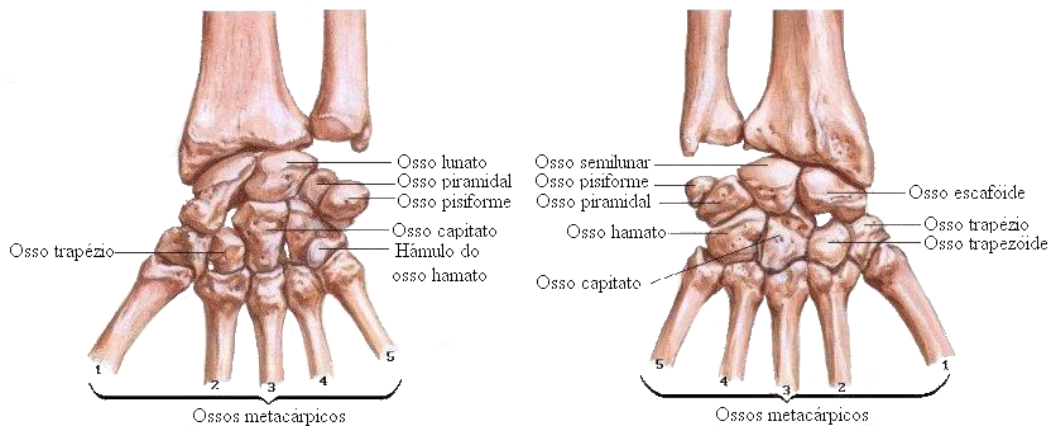
**Figura 4.8: Ligamentos do Punho (Vista Palmar e Dorsal) (fonte Netter, 1999).**

(12) Articulações Metacarpofalangeanas: do tipo *biaxial elipsóide*, isto é, permite flexão, extensão e lateralização da articulação. Estas articulações são fortalecidas pelos ligamentos *palmares*, *colaterais* e *transverso profundo* (Figura 4.9).

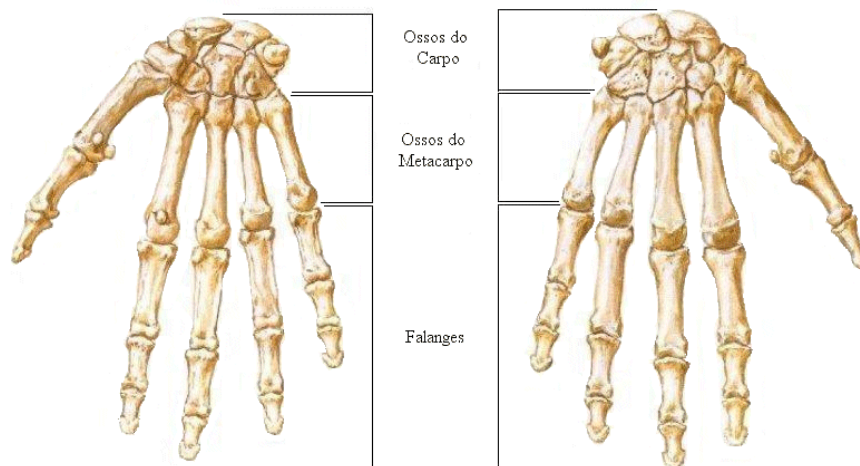
(13) Articulações Interfalangeanas da mão: do tipo *uniaxial trocloartrose* ou *ginglimo*, ou seja, permite apenas a flexão e extensão dos dedos. São protegidas pelos ligamentos *palmares* e *colaterais* (Figura 4.9).



**Figura 4.9: Ligamentos Metacarpofalângicos e Interfalângicos (Vista Anterior ou Palmar) (fonte Netter, 1999).**



**Figura 4.10: Ossos do Carpo (vista palmar à esquerda e vista dorsal à direita) com articulação do Antebraço (ossos seccionados) (fonte Netter, 1999).**



**Figura 4.11: Mão direita (vista palmar à esquerda e vista dorsal à direita) com suas três porções: Carpo, Metacarpo e Falanges (fonte Netter, 1999).**



### 4.3 Inervação do Segmento Superior

**-Nervo Mediano** (Figura 4.12): entra no antebraço pela fossa cubital, entre as duas cabeças do músculo pronador redondo. Cruza à frente da artéria ulnar e desce entre os flexores superficial e profundo. No pulso o nervo mediano é marcadamente superficial, situando-se medialmente ao tendão do flexor radial do carpo e logo abaixo do tendão do palmar longo. O nervo mediano passa pelo canal do carpo, na mão, onde se divide em ramos terminais. Provê a sensibilidade da região palmar da mão (excluindo a borda ulnar); sob o ponto de vista motor, supre os flexores do punho e dos dedos e o pronador do antebraço.

**-Nervo Ulnar** (Figura 4.12): passa atrás do epicôndilo medial e entra no antebraço entre as duas cabeças do flexor ulnar do carpo. Situado sobre o flexor profundo dos dedos e coberto pelo flexor ulnar do carpo, atravessa o lado medial da região anterior, acompanhado na parte inferior do antebraço pela artéria ulnar. Perto do pulso, o nervo ulnar emerge lateralmente ao tendão do flexor ulnar do carpo e cruza superficialmente ao retináculo dos flexores com a artéria ulnar na sua parte lateral. O nervo termina na mão dividindo-se em ramos superficial e profundo. Provê a sensibilidade da borda ulnar da mão; do ponto de vista motor, enerva os interósseos da mão (adução e abdução dos dedos) e o flexor ulnar do carpo.

**-Nervo Radial** (Figura 4.12): é um ramo terminal do fascículo posterior, deixa a axila passando abaixo do músculo redondo maior e entre o úmero e a cabeça longa do tríceps. Na região posterior o nervo passa entre as cabeças medial e lateral do tríceps e, no sulco do nervo radial, está encostado no corpo do úmero. Faz a inervação sensitiva de quase toda a face posterior do membro superior (braço, antebraço e dorso da mão, excluindo a borda ulnar); do ponto de vista motor, supre os extensores do antebraço (tríceps) e do punho, os supinadores do antebraço e extensores digitais.

**-Nervo Musculocutâneo** (Figura 4.12): é um ramo terminal do fascículo lateral. Perfura o coracobraquial e fica entre o bíceps e o braquial, inervando cada um desses músculos. O nervo continua distalmente como nervo cutâneo lateral do antebraço, que perfura a fâscia profunda entre o bíceps e o braquioradial, para situar-se superficialmente na fossa cubital. Do ponto de vista sensitivo, provê a face lateral do antebraço (borda lateral ou radial); sob ponto de vista motor, inerva o bíceps que faz a flexão de cotovelo, e o coracobraquial que participa na adução do braço.

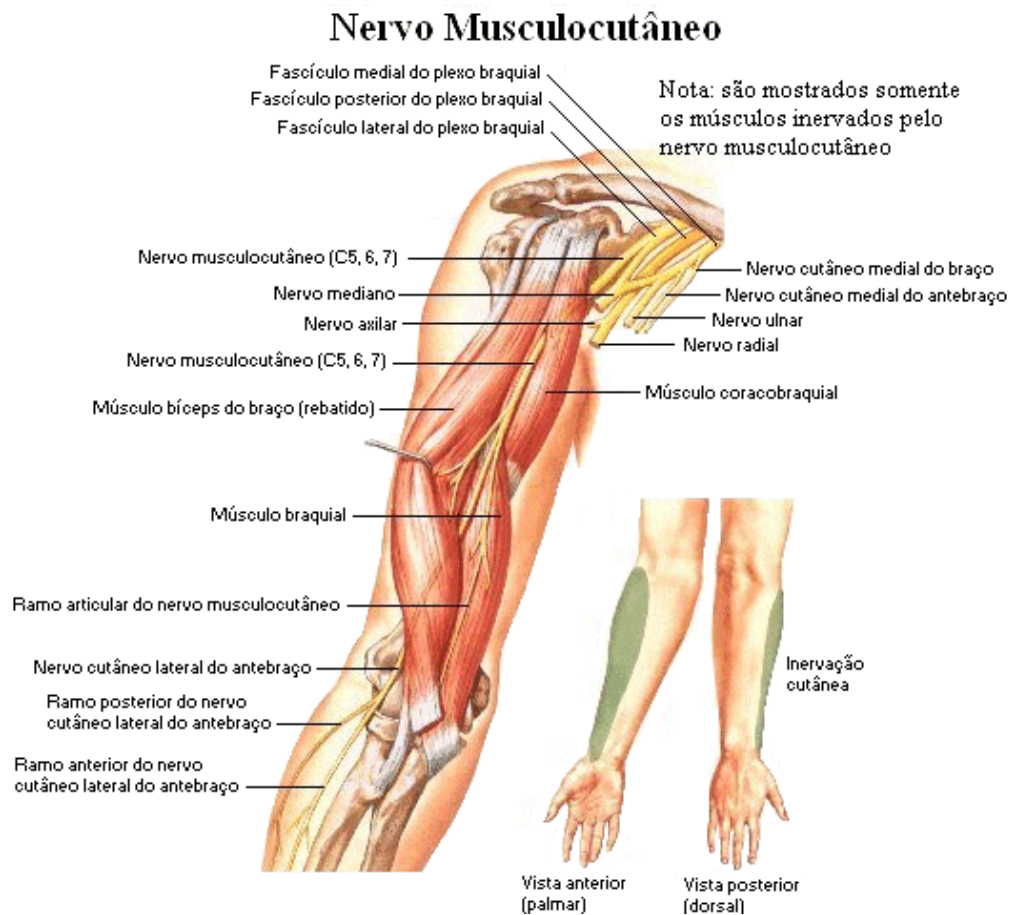


Figura 4.12: Nervos do segmento superior (fonte Netter, 1999).

-**Nervo Cutâneo Medial do braço** (Figura 4.12) origina-se no fascículo medial que, juntamente com o intercostobraquial inerva, do ponto de vista sensitivo, os dois terços distais da face medial do braço até o nível do cotovelo.

-**Nervo Cutâneo Medial do Antebraço** (Figura 4.12): origina-se no fascículo medial e provê a inervação sensitiva da face medial do antebraço.

-**Nervo Axilar** (Figura 4.12): deixa a axila através do espaço quadrilátero acompanhado pela artéria circunflexa posterior do úmero. Em seu trajeto o nervo está intimamente relacionado com o colo cirúrgico do úmero e com a cápsula da articulação do ombro. Inerva os músculos deltóide e redondo menor, a articulação do ombro e a pele que recobre a parte inferior do deltóide. Do ponto de vista sensitivo, inerva a região deltoidea e quanto à motricidade, supre os abdutores do braço.

#### 4.4 Caracterização do Movimento

A técnica estudada parte de uma posição em que o punho, em supinação, encontra-se na região da cintura pélvica com o cotovelo em contração isométrica, o braço oposto encontra-se estendido à frente com o cotovelo em extensão, o ombro em contração isométrica com ângulo de 90° em relação ao tronco, e o punho está pronado, conforme a figura Figura 4.14. O movimento tem início com a contração isotônica concêntrica do ombro, conseqüente relaxamento dos músculos que estavam em contração isométrica, e início da contração isotônica excêntrica do cotovelo, terminando com a completa extensão do mesmo juntamente com a pronação completa do antebraço.

Obviamente, o braço oposto realiza os movimentos em ordem inversa, ou seja, ocorre a supinação do punho, conjuntamente com a contração isotônica concêntrica do cotovelo e consequentemente contração isotônica excêntrica do ombro.

Professor Nakayama (1977) descreve a execução desta técnica da seguinte forma: “*A perna e o punho colocados à frente são de lados opostos. Quando a perna esquerda está na frente, soque com o punho direito*”. E segue descrevendo: “*A altura dos quadris, que devem ser mantidos nivelados, é o mais importante. O esticamento da perna traseira e a mudança na posição da pélvis e do centro de gravidade um pouco para a frente tornam o soco mais potente. Para ser eficiente, esta prática requer o giro dos quadris e que a parte superior do corpo dirija o movimento do braço*”.

A região de contato com o *makiwara* recebe o nome de *seiken* e corresponde a primeira porção (mais proximal) da 2ª e 3ª falanges. Esta região recebe o nome de *seiken*, e compreende a região delimitada na Figura 4.13.

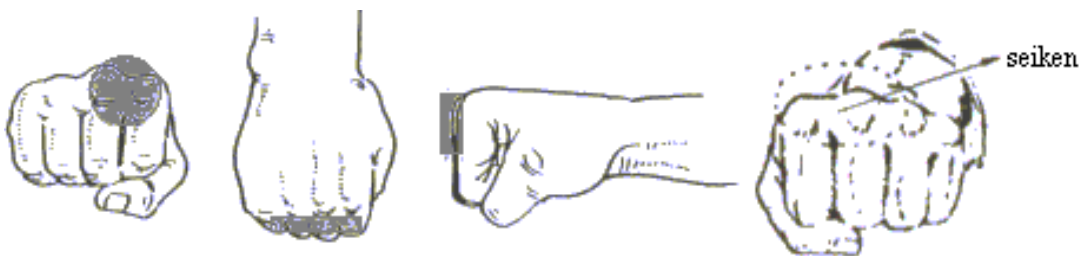
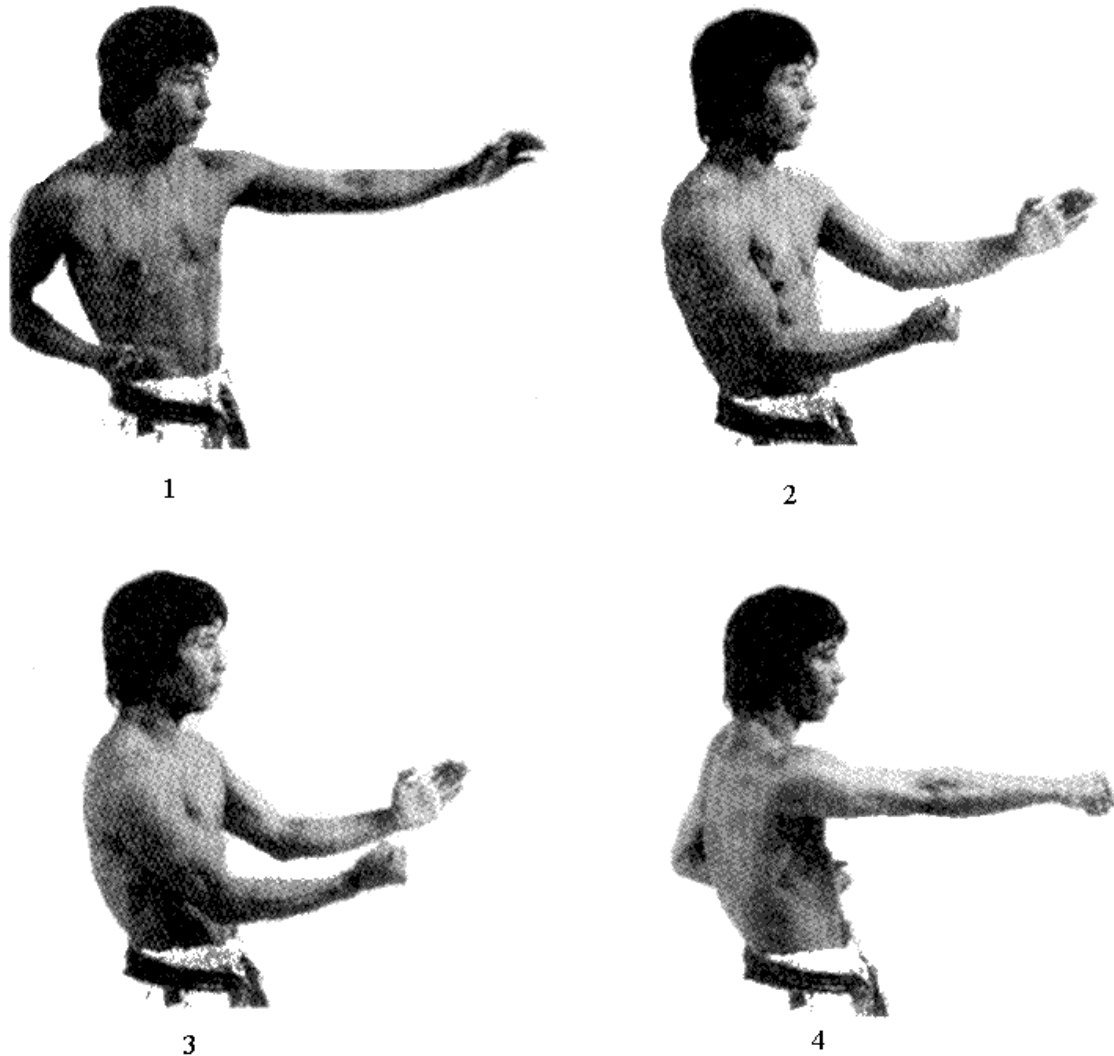


Figura 4.13: Região de contato com o alvo.



**Figura 4.14: Vista Sagital da técnica estudada (fonte Nakayama, 1978).**

O deslocamento completo efetuado ao realizar-se a técnica em questão compõe-se dos seguintes movimentos:

- (1) Movimento de Flexão do cotovelo (Figura 4.15);
- (2) Movimento de Flexão do ombro, contração isotônica (Figura 4.15);
- (3) Movimento de Extensão do cotovelo, contração isotônica (Figura 4.15);
- (4) Movimento de Pronação do punho, contração isotônica (Figura 4.15).

O segmento oposto realiza os movimentos inversos, isto é:

- (5) Movimento de Supinação do punho;
- (6) Movimento de Flexão do Cotovelo;
- (7) Movimento de Extensão do Ombro.

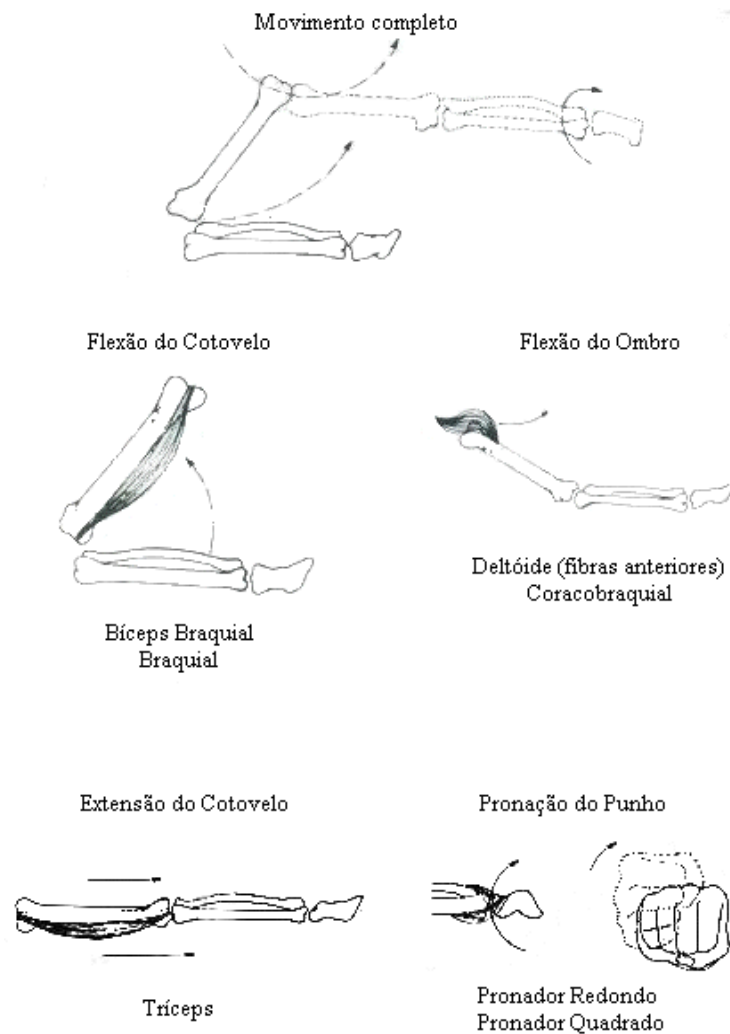


Figura 4.15: Caracterização do Movimento (fonte Sá, 1982).

## 4.5 Estudo da Musculatura Agonista do movimento

### 4.5.1 Músculos Agonistas da Flexão do Ombro:

#### (1) Deltóide (fibras anteriores) (Figura 4.17)

Origem: as fibras anteriores na metade lateral da borda inferior da clavícula, as fibras médias no acrômio e as fibras posteriores na borda inferior da espinha da escápula;

Inserção: tuberosidade deltóidea do úmero;

Inervação: nervo axilar.

#### (2) Coracobraquial (Figura 4.16)

Origem: processo coracóide da escápula;

Inserção: terço superior da diáfise do úmero;

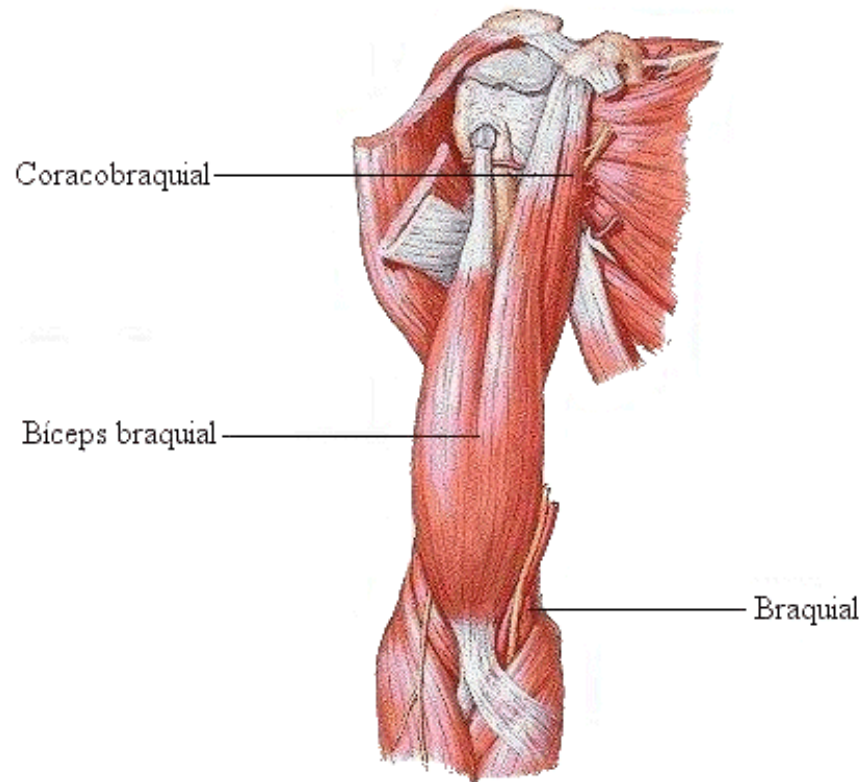
Inervação: nervo musculocutâneo.

#### (3) Peitoral Maior (Figura 4.17)

Origem: borda anterior do esterno, borda inferior do terço medial da clavícula e borda anterior da segunda à sexta cartilagem costal;

Inserção: lábio lateral do sulco intertubercular do úmero;

Inervação: nervo peitoral medial e peitoral lateral.



**Figura 4.16: Braço e Antebraço (seccionado), no detalhe os músculos mais superficiais (fonte Netter, 1999).**

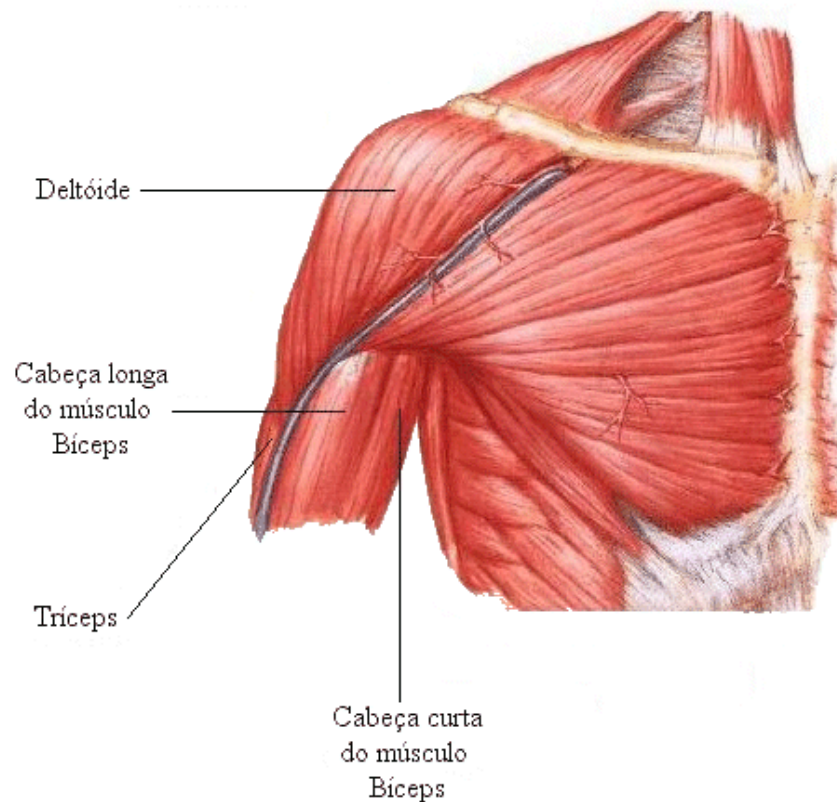


Figura 4.17: Vista frontal do Tórax com braço seccionado (fonte Netter, 1999).

#### 4.5.2 Músculos Agonistas da Extensão do Ombro

##### (1) Tríceps (porção longa) (Figura 4.18)

Origem: a porção longa no tubérculo infraglenoidal da escápula; a porção lateral no terço súpero-posterior da diáfise do úmero, a porção medial no terço ínfero-posterior da diáfise do úmero;

Inserção: olécrano da ulna;

Inervação: nervo radial.

##### (2) Deltóide (fibras posteriores) (Figura 4.17)

Origem: as fibras anteriores na metade lateral da borda inferior da clavícula, as fibras médias no acrômio e as fibras posteriores na borda inferior da espinha da escápula;

Inserção: tuberosidade deltóidea do úmero;

Inervação: nervo axilar.

##### (3) Grande Dorsal (Figura 4.20)

Origem: processos espinhosos das seis últimas vértebras torácicas, vértebras lombares, face dorsal do sacro, aponeurose tóraco-lombar, crista ilíaca e faces posteriores das quatro últimas costelas;

Inserção: lábio medial do sulco intertubercular do úmero;

Inervação: nervo tóraco-dorsal.

(4) Redondo Maior (Figura 4.20)

Origem: ângulo inferior da escápula;

Inserção: crista do tubérculo menor do úmero;

Inervação: nervo subescapular.

### 4.5.3 Músculos Agonistas da Flexão do Cotovelo

(1) Braquial (Figura 4.16).

Origem: 2/3 inferiores da diáfise do úmero;

Inserção: processo coracóide da ulna.

Inervação: nervo musculocutâneo.

(2) Bíceps Braquial (Figura 4.16);

Origem: a porção curta no processo coracóide da escápula, e a porção longa no tubérculo supra glenoidal da escápula;

Inserção: tuberosidade do rádio;

Inervação: nervo musculocutâneo.

(3) Braquioradial (Figura 4.16)

Origem: epicôndilo lateral do úmero;

Inserção: epífise distal do rádio.

Inervação: nervo radial.

### 4.5.4 Músculo Agonista da Extensão do Cotovelo:

(1) Tríceps (Figura 4.18)

Origem: a porção longa no tubérculo infraglenoidal da escápula; a porção lateral no terço súpero-posterior da diáfise do úmero, a porção medial no terço ínfero-posterior da diáfise do úmero;

Inserção: olécrano da ulna;

Inervação: nervo radial.

(2) Ancôneo (Figura 4.21)

Origem: epicôndilo lateral do úmero;

Inserção: face posterior da ulna;

Inervação: nervo radial.



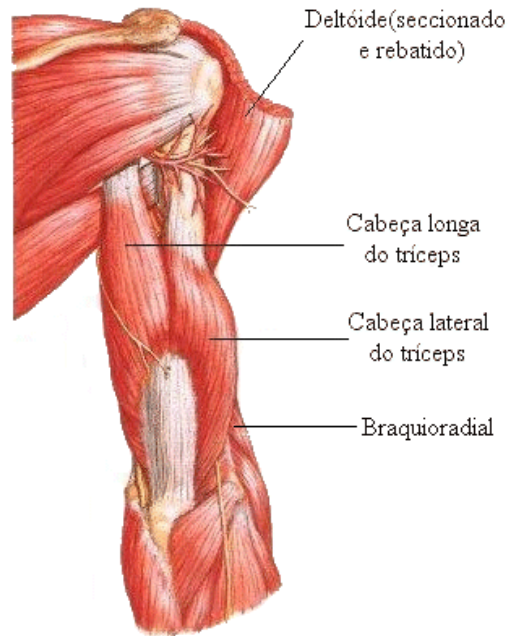


Figura 4.18: Vista Posterior do Braço e Antebraço (seccionado) (fonte Netter, 1999).

#### 4.5.5 Músculos Agonistas da Pronação do Punho

##### (1) Pronador Quadrado (Figura 4.19)

Origem: margem anterior e distal da ulna;

Inserção: margem anterior e distal do rádio;

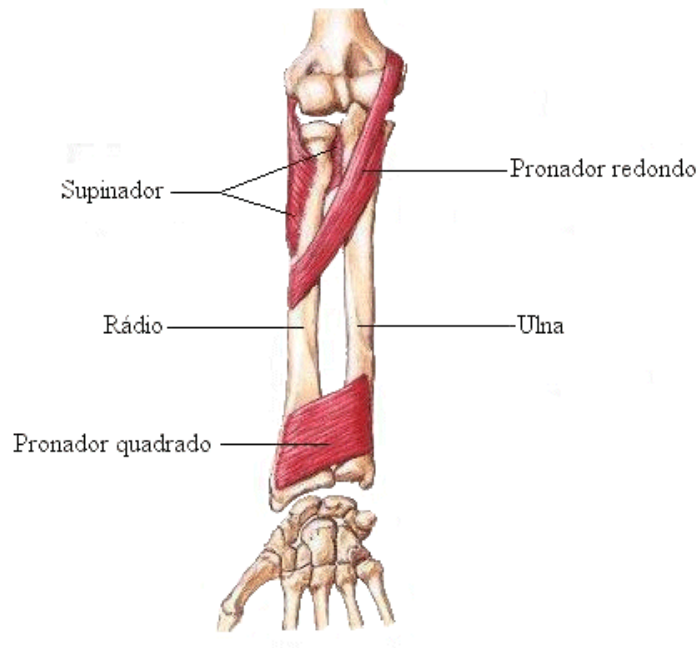
Inervação: nervo mediano.

##### (2) Pronador Redondo (Figura 4.19);

Origem: epicôndilo medial do úmero;

Inserção: face lateral e dorsal do rádio;

Inervação: nervo mediano.



**Figura 4.19: Antebraço e Mão (seccionada), no detalhe os músculos de interesse (fonte Netter, 1999).**

#### **4.5.6 Músculos Agonistas da Supinação do Punho**

##### **(1) Supinador (Figura 4.19)**

Origem: margem anterior e distal da ulna;

Inserção: margem anterior e distal do rádio;

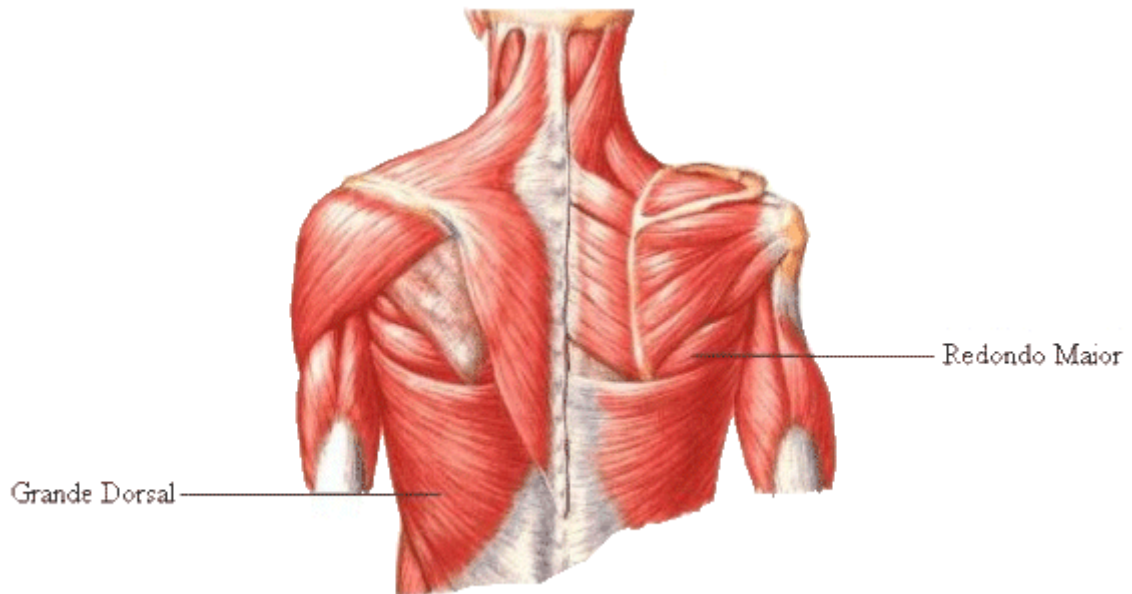
Inervação: nervo radial.

##### **(2) Bíceps Braquial (Figura 4.16);**

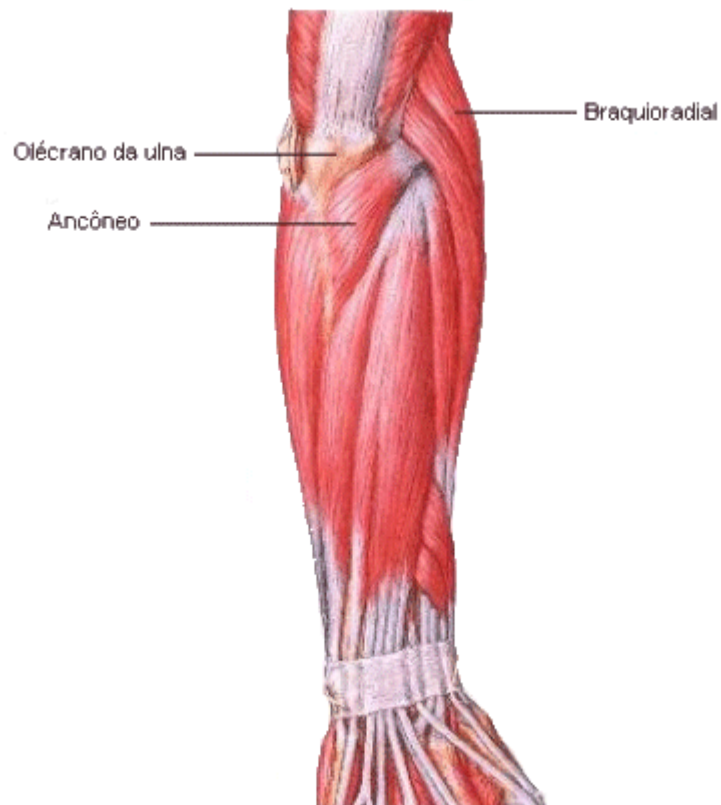
Origem: a porção curta no processo coracóide da escápula, e a porção longa no tubérculo supra glenoidal da escápula;

Inserção: tuberosidade do rádio;

Inervação: nervo musculocutâneo.



**Figura 4.20: Vista Posterior do Dorso (fonte Netter, 1999).**



**Figura 4.21: Vista Posterior do Antebraço e Braço(seccionado) (fonte Netter, 1999).**

A citação dos músculos antagonistas a cada movimento não será apresentada detalhadamente aqui, apenas faz-se uma menção geral de que os grupamentos antagonistas a cada movimento aqui citado são músculos localizados na loja posterior de cada segmento e apresentam movimento antagônico ao realizado. Um exemplo para facilitar a compreensão do

exposto será apresentado. A citar: os músculos tríceps do braço e ancôneo são antagonistas no movimento de flexão de cotovelo.

Não serão apresentados os grupamentos fixadores e sinergistas de cada movimento pela dificuldade de determinação nos mesmos [Grabiner,1989]. Outros músculos também influenciam a execução da técnica através da escápula e serão citados a seguir: Serrátil Anterior, Redondo Menor, Infraespinhal e Supraespinhal. O primeiro deles é importante pois fixa a escápula ao tronco e juntamente com a articulação esternoclavicular é o principal ponto de transmissão da força gerada durante o impacto. Os demais músculos são importantes, pois sua contração isométrica evita o desgaste da articulação glenoumeral por uma má execução da técnica.

Os músculos abdominais são muito importantes na execução da técnica fato documentado por Matsui e Yoshihuku. A correta contração destes músculos geraria um melhor aproveitamento do fluxo de energia, proveniente dos membros inferiores [Matsui *apud* Yoshihuku e Ikegami, 1994], durante a execução da técnica de acordo com um modelo de corpo rígido. Além disto metade da energia cinética do punho na execução da técnica aqui estudada, é proveniente do punho [Yoshihuku, *apud* Yoshihuku e Ikegami, 1994], portanto um correto uso dos músculos desta região é necessário para a melhor efetividade da técnica. De um modo geral estes músculos são agonistas da rotação do tronco no eixo formado pelos planos Sagital e Coronal e protagonistas na ação de comprimir o conteúdo abdominal.

#### **4.6 Técnicas Utilizadas para Estudo de Situações de Impacto**

A literatura descreve várias técnicas utilizadas na tentativa de estudo, seja experimental ou teórico, das situações de impacto sobre o ser humano e suas implicações. Pode-se citar:

- Medida da Força de Reação no Alvo;
- Medida das Acelerações dos Segmentos;
- Dinâmica Inversa;
- Simulação através de modelos biomecânicos.

##### **4.6.1 Medida de Forças de Reação (Dinanometria)**

Inúmeros estudos foram feitos neste tópico. Células dinamométricas são usadas para quantificar as forças de reação entre as regiões de contato. A metodologia é bem estabelecida e a acuidade dos resultados é de poucos pontos percentuais, sendo suficiente para estudar as forças que atuam no atleta durante o gesto técnico. Apresenta como desvantagem o desconhecimento no sentido da contribuição individual dos vários segmentos incluídos no gesto e as forças internas no mesmo. Para este trabalho, será usada a técnica de extensometria através da

colocação de uma ponte completa de transdutores de força no aparato de treinamento (*makiwara*). As medidas extensiométricas estão classificadas da seguinte maneira tomando como critério o tempo dos esforços a serem medidos:

- *Medidas Estáticas*: compreendem o estudo dos esforços que variam lentamente em função do tempo;

- *Medidas Estáticas/Dinâmicas*: consiste na medida simultânea de esforços sujeitos a variação rápida (choques, vibrações) e de esforços de desenvolvimento lento;

- *Medidas Dinâmicas*: são medidas de esforços de variação rápida.

Os esforços deste trabalho são de variação rápida, portanto as medidas aqui realizadas serão dinâmicas.

#### 4.6.2 Medida das Acelerações dos Segmentos

Estas medidas usam tipicamente acelerômetros leves ( $m \approx 1g$ ) com acuidade e alcance apropriados. Existem dois tipos, ou grupos, de disposições usadas para prenderem-se os acelerômetros, e as decorrentes medidas de aceleração podem diferir drasticamente dependendo do método utilizado. Estes dois grupos podem ser divididos da seguinte maneira:

- *Montagem sobre pele*: se fixa o acelerômetro diretamente sobre a pele do segmento de interesse utilizando-se de uma faixa, tira ou cinta.

- *Montagem diretamente no osso*: prende-se o acelerômetro a um pino que foi previamente parafusado no osso do segmento de interesse.

A escolha da montagem nos experimentos hoje em dia recai quase que totalmente na primeira disposição, pois é antiético parafusar-se os acelerômetros diretamente no osso. A aceleração medida na primeira disposição pode ser menor, maior ou igual que a amplitude da aceleração medida na segunda disposição. A diferença é determinada pela montagem dos acelerômetros (pressão na faixa, tira ou fita) e pela massa dos tecidos moles entre outros fatores [Nigg, 1994]. Pode ser difícil determinar o efeito exato de um impacto sobre a aceleração de um segmento corporal devido a outros fatores que influenciam o sinal medido, como a escolha do local de fixação do transdutor. Por tratar-se de experimento com humanos, tem-se diversas opções de lugares de montagem, dos acelerômetros, no segmento de interesse. Por outro lado o segmento em questão, e qualquer segmento humano têm em geral como regra ser constituído de tecidos moles e rígidos, o que dificulta a escolha do ponto de fixação do acelerômetro e qual aceleração esta sendo mensurada [Nigg,1994]. Para tais medidas têm-se algumas questões levantadas por Nigg (1994):

- Qual aceleração está sendo determinada: a da parte rígida do segmento, ou da parte mole do tecido, ou ainda uma média das duas?

- Até que ponto a aceleração medida representa a aceleração de interesse?

Comprovadamente as acelerações medidas para um osso, freqüentemente, diferem significativamente para cada local do mesmo segundo Chu *et al.* (1986) [*apud* Nigg, 1994]. Consequentemente é preciso escolher qual aceleração é relevante para responder a questão de interesse do projeto. Estas questões tornam-se importantes quando as medidas realizadas são de reação á força de impacto, que tem um curto intervalo de duração, neste caso específico avaliou-se a duração do contato da ordem de 10 ms. [Nakayama, 1966].

A primeira vista, parece não ser difícil determinar a força de reação ao impacto, podendo-se determiná-la pela Segunda Lei de Newton para cada segmento do movimento estudado. Mas como citado *a priori*, os diferentes tecidos, moles e rígidos, não tem a mesma aceleração. Além do mais a aceleração final do punho é decorrente da composição de diversos movimentos.

A aceleração do segmento superior é devida em sua maior parte a extensão do segmento inferior e rotação do tronco, sendo esta responsável por metade da velocidade máxima do punho [Yoshihuku, Ikegami e Sakurai, 1994]. Esta rotação se dá em um eixo formado na interseção dos planos Coronal e Sagital, chamado de eixo vertical. Desta constatação, conclui-se que grande parte da porção de força para acelerar o punho é gerada por outras partes do corpo e direcionada para o punho através do movimento para frente do ombro, devido à rotação do tronco em relação ao eixo já citado *a priori*. Esta implicação está de acordo com o fato que a maioria dos músculos humanos, geradores de força, estão distribuídos no segmento inferior e tronco ao invés do segmento superior [Matsui *apud* Yoshihuku, Ikegami e Sakurai, 1994].

Pode-se resolver este problema pela simples escolha de uma aceleração efetiva ( $\mathbf{a}_{ef}$ ), que é a aceleração pela qual a massa do segmento deve ser multiplicada para descrever a contribuição inercial do mesmo. Portanto supõe-se que a aceleração medida é a de interesse para responder algumas questões deste trabalho, obviamente esta aceleração é resultado de vários movimentos, translacionais e rotacionais, do segmento estudado [Winter, Lafortune e Hennig, *apud* Nigg, 1995], mas serve ao objetivo aqui proposto. Conclui-se que a opção pela disposição dos acelerômetros fixos sobre a pele com fita esta bem fundamentada. A escolha do local de fixação do acelerômetro foi feita com base no sistema baricêntrico ISO 5349, onde, já de antemão, tem-se um local padronizado para fixação do acelerômetro para determinação da aceleração na região do punho.

### 4.6.3 Dinâmica Inversa

A quantificação experimental de forças em estruturas internas do sistema músculo-esquelético é tipicamente impraticável devido a razões técnicas e ou éticas. Medidas de força em estruturas internas em humanos foram realizadas em casos limitados a citar: Komi, Salonen, Javinen e Kokko (1987) e Bergmann, Graichen e Rohlmann (1993). Este método é freqüentemente usado para estimar forças nas estruturas internas. Os resultados, no entanto, dependem das suposições para o modelo, as técnicas matemáticas utilizadas, a qualidade das acelerações dos segmentos e outros fatores [Herzog e Leonard *apud* Nigg, 1995].

A qualidade das acelerações dos segmentos usados para determinar as forças de inércia podem ser particularmente importantes na fase de impacto. Os tecidos rígidos (ossos) e tecidos moles (músculos, tendões e cartilagens) de um segmento têm diferentes padrões de movimento. Marcadores montados sobre a pele ou osso tipicamente não fornecem o movimento apropriado para determinar a aceleração efetiva responsável pelo efeito de inércia do segmento de interesse em modelo de corpo rígido.

### 4.6.4 Simulação

A simulação através de modelos pode ser usada para estimar a Cinemática ou Cinética de um sistema de interesse [Nigg *et al.*, 1995]. Ela permite uma estimativa das forças nas estruturas que freqüentemente não podem ser estimadas ou medidas por outro método. Adicionalmente, a simulação provê a oportunidade de estudar o efeito da mudança sistemática das variáveis de entrada sobre as variáveis de saída. No entanto, os resultados dependem das suposições implementadas no modelo e a sua construção mecânica e conceitual.

Para o estudo de Mecânica Clássica do Impacto, a simulação com modelos é associada a problemas. O sistema músculo-esquelético humano é de difícil modelagem, e os autores não concordam sobre quais elementos mecânicos são importantes durante a simulação. Durante o impacto, um substancial movimento dos tecidos moles ocorre através do corpo, o que pode ser importante para incluir-se no modelo [Nigg *et al.*, 1995]. Além disso, a ativação muscular não é fácil para ser estabelecida em modelos bidimensional e extremamente difícil de implementar em modelos tridimensionais.

#### 4.7 Classificação das Vibrações segundo a norma ISO 2631

*-Vibrações Contínuas:* excitação caracterizada pela amplitude e frequência bem definidas e invariantes.

*-Vibrações Aleatórias ou Multi-frequências (banda larga):* Ao contrário das vibrações contínuas, esse tipo de vibração caracteriza-se pelo comportamento aleatório da amplitude e da frequência. A ISO propõe o estudo em terças de oitava ou valor global, sendo este último o mais adequado.

*-Vibrações Intermitentes:* caracterizada por manter determinado nível de vibração por um considerável número de ciclos, um decaimento transiente e subsequente repetição do evento; podem ser excitações de alguns segundos.

*-Choque Impulsivo:* excitação caracterizada por uma rápida subida (grande taxa de carga) para um valor de pico seguido de um decaimento.

#### 4.8 Variáveis Físicas de interesse

Para o melhor entendimento da questão é necessária a apresentação de algumas variáveis físicas de interesse [Desessards, 1998]:

*-Ponto de entrada da vibração no corpo:* o local por onde a vibração é transmitida ao corpo é de grande valia em estudos de ergonomia, sendo a mão um dos mais importantes.

*-Frequência das oscilações:* o grau dos efeitos psicológicos e patológicos das vibrações é fortemente dependente da frequência de excitação, principalmente aquelas próximas das frequências naturais do corpo humano.

*-Aceleração das oscilações:* dentro da faixa de frequência que é fisiologicamente importante, a aceleração das oscilações é usualmente descrita como a carga vibracional. A unidade é a aceleração devido à gravidade ( $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ ).

*-Duração do efeito:* a resposta do corpo as vibrações depende da sua duração, com os efeitos maléficos aumentando rapidamente com o aumento do tempo de exposição.

*-Frequência de ressonância:* todo sistema mecânico tem propriedades de massa e elasticidade e, portanto é passível de ser colocado em oscilação.



#### 4.9 Efeitos da Exposição à Vibração

Os efeitos da vibração nas pessoas variam de acordo com vários fatores, como por exemplo duração da exposição, variabilidade individual de cada pessoa além de algumas variáveis ambientais (como exemplo cita-se a temperatura). Além do mais, cada região do corpo tem uma faixa de ressonância característica, com sintomas próprios durante a exposição a vibração. Os prováveis efeitos da exposição do corpo humano à vibração são determinados pela faixa de frequência envolvida e segundo Klingenstierna *et al.* (1987); Griffin (1990); Tripedi *et al.* (2000); Stayner (2000); Ishitake *et al.* (2000) os prováveis efeitos da exposição às vibrações são [Balbinot, 2001]:

- Na atividade muscular/postura, na faixa de 1 a 30 Hz, as pessoas apresentam dificuldades para manter a postura e lentidão nos reflexos;
- No sistema cardiovascular, em frequências inferiores a 20 Hz, apresentam um aumento da frequência cardíaca;
- Aparentemente existem alterações nas condições de ventilação pulmonar e taxa respiratória com vibrações na ordem de  $4,9 \text{ m/s}^2$ , na de 1 a 10 Hz;
- Na faixa de frequência de 0,1 a 0,7 Hz, diversas pessoas apresentam enjoos, náuseas, perda de peso, redução de acuidade visual, insônia, desordens no labirinto, cólicas no cólon.

Uma das patologias mais importantes e estudadas devido à vibração é a *Síndrome da Vibração do segmento mão-braço*. Esta patologia também é conhecida como *Síndrome de Raynaud* ou *Síndrome de Dedos Brancos* (citado *a priori* no item 3.2) e um pouco mais detalhada no próximo item.

#### 4.10 Síndrome da Vibração do Segmento Mão-Braço (Síndrome de Raynaud)

Esta síndrome caracteriza-se por uma diminuição dos vasos periféricos e artérias, com uma conseqüente mudança da cor da pele das extremidades [Pelmear *et al. apud* Balbinot, 2001]. Apesar de qualquer trauma dos vasos sanguíneos que resultem em dilaceração, oclusão ou trombose possam, como conseqüência, diminuir a pressão sistólica dos dedos, a causa mais comum deste fenômeno é a exposição à vibração do segmento mão-braço [Balbinot, 2001]. As características principais deste fenômeno são: distúrbios circulatórios (dedos brancos), distúrbios motores (perda parcial ou total da coordenação dos dedos) e distúrbios músculo-esqueléticos (músculos, ossos articulações da região).

A esta patologia associou-se uma escala, denominada de escala de Estocolmo, que é baseada no histórico de ocorrências dos dedos brancos fornecido pelo paciente ou por

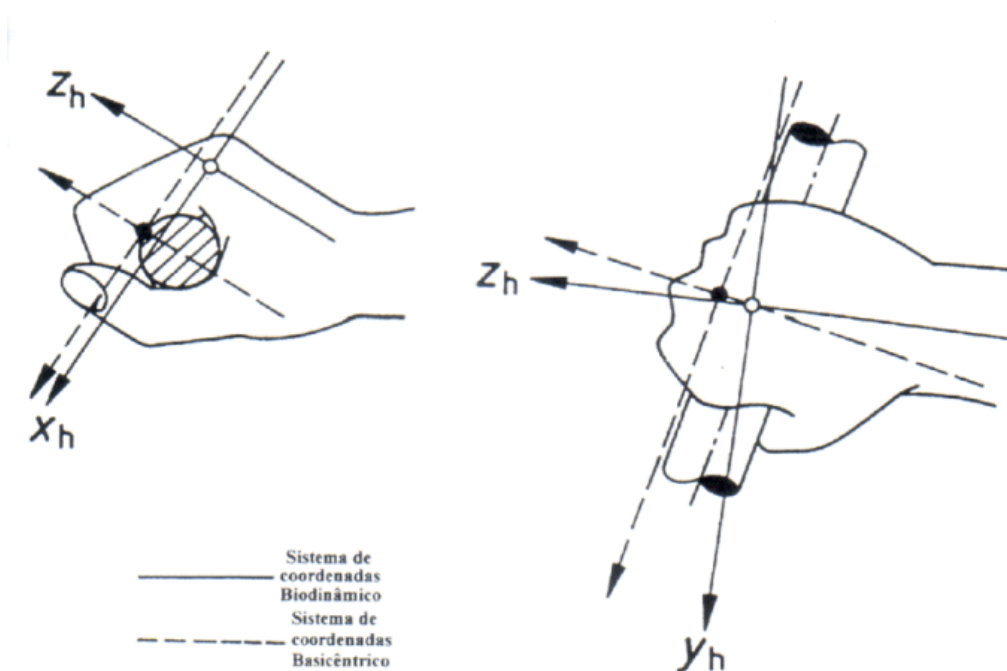
acompanhamento médico [Balbinot, 2001]. Apesar desta classificação ser utilizada atualmente, a mesma recebe diversas críticas em função da dependência do histórico de ocorrência do problema segundo [Pelmear *et al.* apud Balbinot, 2001].

**Tabela 4.1: Estágios da Síndrome de Raynaud (fonte Pelmear *et al.*,1998).**

Estágio	Condição dos dedos	Prejuízos sociais e ocupacionais
0	Nenhuma descoloração dos dedos	Nenhuma
1	Descoloramento de um ou mais dedos com ou sem formigamento e dormência	Nenhuma interferência nas atividades
2	Descoloramento de um ou mais dedos com dormência; usualmente confinados ao inverno	Interferência pequena em casa e nas atividades sociais; nenhuma interferência no trabalho
3	Descoloramento extensivo; episódios freqüentes, no verão e no inverno	Interferência definitiva no trabalho, em casa e nas atividades sociais
4	Descoloramento extensivo; vários dedos, episódios freqüentes no verão e no inverno	Mudanças ocupacionais para evitar futuras exposições à vibração em função da severidade dos sintomas e sinais

#### 4.11 Definição do Sistema de Coordenadas

Como este trabalho estuda grandezas vetoriais, é necessário estabelecer um sistema de coordenadas conveniente. Portanto a direção e a colocação do sensor deve ser especificada. As aquisições devem ser feitas com base em normas internacionais sobre sistemas de coordenadas biodinâmicas para seres humanos. Neste trabalho utilizou-se as recomendações da ISO 5349 para posicionamento dos eixos de coordenadas no sistema mão-braço. A medida da aceleração é efetuada na direção  $z_h$  (longitudinal ao braço).



**Figura 4.22: Sistema coordenado (fonte ISO 5349, 1986).**

#### 4.12 Homogeneidade Dimensional

Por ser um trabalho em Biomecânica, uma análise dimensional é necessária como ferramenta para minimizar a dificuldade de análise de dados oriundos de biótipos diversos. A análise dimensional fornece indicações preciosas sobre combinações dos parâmetros envolvidos e acaba reduzindo o número total de variáveis a serem incluídas nas equações. O princípio da homogeneidade dimensional consiste em que toda equação que exprima uma lei física ou descreva um processo físico deve ser homogênea relativamente a cada grandeza de base [Carneiro, 1993]. Desse modo essa equação continuará válida, se forem mudadas as magnitudes das unidades fundamentais.

Este princípio tem como consequência que em uma equação constituída de  $n$  parâmetros pode ser reduzida a uma equação entre  $n-r$  grupos adimensionais, sendo  $r$  o número de unidades básicas estritamente necessárias para descrever o fenômeno. Esses grupos adimensionais são monômios, isto é, produtos de potências dos parâmetros originais, e são denominados “*números  $\Pi$* ” [Carneiro, 1993]. Esse método recebe o nome de teorema de *Vaschy-Buckingham*. Cientistas famosos a exemplo de Einstein e Lord Rayleigh utilizaram o método para resolução de problemas, e nas palavras do próprio Einstein: “*Por meio de considerações dimensionais podem-se encontrar de modo aproximado relações funcionais gerais entre grandezas físicas, sempre que se conhecem todas as grandezas que participam da relação considerada*”. Desta maneira, a utilização deste método é amplamente justificada.

Portanto sucede-se para a aplicação do método propriamente dito. As grandezas de base ou unidades básicas usadas neste estudo são: massa, comprimento e tempo notadas respectivamente por  $M$ ,  $L$  e  $T$ . Os parâmetros que caracterizam o fenômeno em questão estão listados com respectivas unidades básicas:

- massa corpórea ( $M$ ),
- tempo de treinamento ( $T$ ),
- teste de impulsão vertical ( $L$ ),
- aceleração no punho ( $L/T^2$ ),
- aceleração na escápula ( $L/T^2$ )
- força gerada no *makiwara* ( $ML/T^2$ ),
- aceleração da gravidade ( $L/T^2$ ) e
- massa do segmento superior ( $M$ ).

Notados respectivamente por:  $m_c$ ,  $t_t$ ,  $h$ ,  $a_p$ ,  $a_e$ ,  $f$ ,  $g$  e  $m_b$ . O próximo passo é montar a matriz de balanço dimensional e resolver o sistema de equações independentes resultantes, que se encontram explicitadas abaixo:

**Tabela 4.2: Matriz de balanço dimensional.**

	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	$\alpha_6$	$\alpha_7$	$\alpha_8$
	$m_c$	$t_t$	$h$	$a_p$	$a_e$	$f$	$G$	$m_b$
$M$	1	0	0	0	0	1	0	1
$L$	0	0	1	1	1	1	1	0
$T$	0	1	0	-2	-2	-2	-2	0

$$\begin{aligned}
 \alpha_1 + \alpha_6 + \alpha_8 &= 0 \\
 \alpha_3 + \alpha_4 + \alpha_5 + \alpha_6 + \alpha_7 &= 0 \\
 \alpha_2 - 2\alpha_4 - 2\alpha_5 - 2\alpha_6 - 2\alpha_7 &= 0
 \end{aligned} \tag{1.1}$$

Pode-se formar três (3) números  $\Pi$  independentes entre si à partir da matriz dimensional acima. Analiticamente:  $(n-r)=(8-3)=5$ , onde  $n$  é o número de variáveis de base e  $r$  é o posto da matriz dimensional.

Considera-se conhecidas três das variáveis acima para que o sistema (1.1) tenha solução. Considera-se conhecidos  $\alpha_4$ ,  $\alpha_5$ ,  $\alpha_6$ ,  $\alpha_7$  e  $\alpha_8$ . Portanto o sistema (1.1) pode ser escrito:

$$\begin{aligned}
 \alpha_1 &= -\alpha_6 - \alpha_8 \\
 \alpha_2 &= 2(\alpha_4 + \alpha_5 + \alpha_6 + \alpha_7) \\
 \alpha_3 &= -(\alpha_4 + \alpha_5 + \alpha_6 + \alpha_7)
 \end{aligned} \tag{1.2}$$

Do teorema de Vaschy-Buckingham:

$$\Pi = \prod_{i=1}^6 \chi_i^{\alpha_i} \tag{1.3}$$

Explicitando-se as variáveis de base a expressão (1.3) torna-se:

$$\Pi = m_c^{\alpha_1} t_t^{\alpha_2} h^{\alpha_3} a_p^{\alpha_4} a_e^{\alpha_5} f^{\alpha_6} g^{\alpha_7} m_b^{\alpha_8} \tag{1.4}$$

Substituindo-se ao conjunto de expressões (1.2) na expressão (1.4) obtêm-se:

$$\Pi = m_c^{-\alpha_6 - \alpha_8} t_t^{2(\alpha_4 + \alpha_5 + \alpha_6 + \alpha_7)} h^{-(\alpha_4 + \alpha_5 + \alpha_6 + \alpha_7)} a_p^{\alpha_4} a_e^{\alpha_5} f^{\alpha_6} g^{\alpha_7} m_b^{\alpha_8}$$

Agrupando os termos de mesmo expoente chega-se

$$\Pi = \left( \frac{a_p t_t^2}{h} \right)^{\alpha_4} \left( \frac{a_e t_t^2}{h} \right)^{\alpha_5} \left( \frac{f t_t^2}{m_c h} \right)^{\alpha_6} \left( \frac{g t_t^2}{h} \right)^{\alpha_7} \left( \frac{m_b}{m_c} \right)^{\alpha_8}$$

Da expressão identificam-se cinco (5) números adimensionais para este problema:

$$\begin{aligned} \Pi_1 &= \frac{a_p t_t^2}{h} \\ \Pi_2 &= \frac{a_e t_t^2}{h} \\ \Pi_3 &= \frac{f t_t^2}{m_c h} \\ \Pi_4 &= \frac{g t_t^2}{h} \\ \Pi_5 &= \frac{m_b}{m_c} \end{aligned} \quad (1.5)$$

Realizando algumas operações algébricas com os números adimensionais acima os mesmos assumem os seguintes significados físicos:

$$\begin{aligned} \Pi_1^* &= \frac{\Pi_2}{\Pi_1} = \frac{a_e}{a_p} \\ \Pi_2^* &= \frac{\Pi_3}{\Pi_4} = \frac{f}{m_c g} \end{aligned}$$

$\Pi_2/\Pi_1$ : relaciona as acelerações obtidas nos acelerômetros, interpretada como a absorção de energia vibratória pelo segmento superior.

$\Pi_2/\Pi_1$ : relaciona a força medida no *makiwara* com o peso corporal de cada atleta, interpretada como a força normalizada em função do peso.

## 5 Instrumentação

Neste capítulo serão apresentados as características dos sensores, equipamentos, materiais e programas utilizados na aquisição dos dados do trabalho.

### 5.1 Características dos Sensores

Os sensores usados em medidas de vibração ou impacto são, basicamente, de três tipos: *piezoelétricos*, *piezoresistivos* e os *extensômetros de resistência elétrica*. Para a aquisição dos dados aqui apresentados usaram-se acelerômetros piezoelétricos e extensômetros de resistência elétrica. A escolha do tipo de sensor utilizado no trabalho foi realizada analisando-se alguns fatores importantes que serão apresentados abaixo:

#### Variáveis Físicas a serem medidas

Neste trabalho o foco principal está na medição da aceleração e da força aplicada no segmento superior durante a execução do gesto técnico. Contudo os parâmetros velocidade e deslocamento podem ser obtidos de forma indireta do sinal original através de relações matemáticas bem conhecidas e apresentadas abaixo:

Deslocamento	Velocidade	Aceleração
$q$	$\dot{q}$	$\ddot{q}$
	$\frac{dq}{dt}$	$\frac{d\dot{q}}{dt}$
		$\dot{q} \frac{d\dot{q}}{dq}$
		$\frac{d^2q}{dt^2}$

(1.6)

#### Características do movimento a ser analisado

As características Mecânicas do movimento devem ser levadas em consideração para escolha dos sensores, entre elas cita-se: *direção do movimento*, *duração* e *faixa de frequência*. A direção do movimento é muito importante, pois determina a direção principal de transferência de energia. A completa caracterização do movimento foi realizada no item 4.4, onde percebe-se claramente a direção principal de transferência de *momentum*. Portanto, é necessário a adequação do eixo principal do sensor paralelamente a esta direção para uma correta aquisição do sinal, e para que o mesmo represente o comportamento da região na direção de interesse. O artifício

utilizado com esta finalidade esta descrito no item 6.1.2. A duração do fenômeno é tipicamente de choque impulsivo, com uma duração da ordem de 10ms [Nakayama, 1966]. A faixa de frequência característica deste movimento varia de 0,5 até 2 Hz.

#### Características físicas e elétricas dos acelerômetros

Das características físicas do transdutor uma especial atenção deve ser dada a *massa* e ao *tamanho* do mesmo. A massa torna-se um fator importante quando se mede corpos relativamente leves onde o transdutor acabaria influenciando a frequência de oscilação do corpo examinado. Como regra geral, a massa do transdutor não deve ultrapassar um décimo (1/10) da massa do corpo medido. Obviamente isto se cumpre neste trabalho, pois o segmento superior representa em média 5,1 % da massa corpórea segundo estudo de Dempster (1955) [apud Chaffin, 1990], e deste valor, a mão contribui com 11,8%. enquanto os acelerômetros usados pesam em torno de 0,4g, numa relação, aproximada, de massa cem (100) vezes menor. Os extensômetros também cumprem esta relação.

As características elétricas são representadas pela *sensibilidade*, *faixa dinâmica*, *resposta em frequência* e *resolução*. Entre as características apresentadas a sensibilidade é a primeira a ser levada em consideração. Idealmente almeja-se um elevado sinal de saída, mas nem sempre isto é prático do ponto de vista experimental, pois acarretaria num tamanho excessivo do transdutor com conseqüente aumento da massa do mesmo. Portanto deve-se chegar a um ponto ótimo entre o fator sensibilidade e massa do transdutor.

A faixa dinâmica deve ser observada com atenção quando se pretende medir níveis muito altos ou muito baixos de aceleração. Esta faixa deve ser tal que capte o nível máximo da aceleração. É interessante ressaltar que o limite inferior da faixa dinâmica não é determinado diretamente pelo acelerômetro, mas sim pelo ruído elétrico proveniente de cabos de ligação e circuito de amplificação. Por outro lado o limite superior é determinado pela rigidez do acelerômetro.

Por último, a resposta em frequência deve ser tal que englobe todo o espectro de frequências que será medido. Esta faixa de frequência na qual o acelerômetro fornece o sinal de saída, apresenta algumas limitações, tanto inferiormente quanto superiormente. Na região inferior do espectro de frequência, os acelerômetros são limitados pôr dois fatores: o limite inferior de corte do amplificador, mas isto não chega a ser um problema pois este limite é bem inferior a 1 Hz, e o efeito da oscilação da temperatura ambiente nas quais o acelerômetro é sensível. Na região superior do espectro de frequência, o acelerômetro é limitado pela sua própria frequência natural.

### Montagem do transdutor e seu posicionamento na região de interesse

A região de interesse tem locais próprios de fixação de sensores obedecendo normas internacionais e citados no item 4.6.2 e 4.11.

### Condições ambientais

As condições ambientais podem vir a influenciar as medidas apresentadas pelos acelerômetros, portanto deve-se prestar atenção em algumas destas condições. Entre elas pode-se citar: *umidade, oscilação da temperatura, interferência eletromagnética, ruído acústico, aterramento da malha, vibração transversal* (fora do eixo principal de medida do transdutor), *radiação nuclear, tensão na base, substâncias corrosivas e ruído tribo-elétrico*.

Nestes ensaios apenas o segundo, sexto e décimo fatores mereceram uma análise mais cuidadosa pois podem constituir fontes de erro nesta medida. A temperatura pode influenciar a aquisição mas somente em temperaturas da ordem de 250°C a sensibilidade do acelerômetro é seriamente afetada. Como a aquisição foi feita com temperatura ambiente em torno de 25°C, e a oscilação de temperatura não foi significativa, para fins experimentais, não se levou em conta a mesma.

Os sensores piezoelétricos são sensíveis as direções de vibração diferentes daquela do eixo principal de medida do mesmo. Transversalmente a direção principal a sensibilidade é menor 3 a 4% da sensibilidade do eixo principal (cuja sensibilidade é menor que 1%). Nesta aquisição este efeito foi minimizado com o procedimento de fixação dos acelerômetros especificado e discutido no item 4.6.2.

Por último, a preocupação caiu sobre o movimento transmitido ao acelerômetro por seu próprio cabo, chamado de ruído tribo-elétrico. Este evento ocorre em virtude das mudanças de carga devido as solicitações dinâmicas das camadas que compõem o cabo. Este problema foi evitado fixando-se o cabo com fita adesiva perto do corpo do acelerômetro e em boa extensão do mesmo.

#### **5.1.1 Sensores de Medida de Deformação (strain gauges)**

Os extensômetros utilizados neste trabalho foram os de resistência elétrica com finalidade de captar o sinal gerado no *makiwara*, decorrente da deformação do mesmo (flexão), por ocasião do impacto. Para a quantificação de força foi feita uma calibração. Em geral as características dos sensores de filamento metálico são: fator gage: valores próximos a 2, linearidade: precisão de 0,1% até 4000  $\mu\epsilon$  e acima de 1% após 4000  $\mu\epsilon$ , esforço de ruptura: entre 20000  $\mu\epsilon$  e 25000  $\mu\epsilon$  e resistência nominal: valores padrão de 120 $\Omega$ , 350 $\Omega$ , 600 $\Omega$  e 1000 $\Omega$  com tolerância de 0,15%. A Tabela 5.1 apresenta as características dos sensores utilizados na aquisição:



**Tabela 5.1: Características dos extensômetros (fonte Kyowa, Japão).**

Tipo	Kgf-5-120-C1-11
Comprimento da Grade	5 mm
Compensação de Temperatura	Aço
Resistência da Grade (24° C, 50% RH)	(119,80±0,20)Ω
Fator Gauge (24° C, 50% RH)	2,10±1,00%

### 5.1.2 Sensores de Medida de Vibração (acelerômetros)

Os acelerômetros usados neste trabalho são do tipo piezoelétrico, sendo os transdutores que apresentam características gerais superiores às de qualquer outro transdutor de vibração. Este tipo de sensor possui gamas dinâmicas e de frequências muito amplas, com boa linearidade em todas as faixas. Suas características estão apresentadas na Tabela 5.2.

**Tabela 5.2: Características dos acelerômetros (fonte ENDEVCO).**

Tipo	Isotron 2250 AM1-10	Isotron 2250 AM1-10
Frequência natural (kHz)	80	80
Sensibilidade (mV/g)	10,07	10,27
Faixa de frequência (Hz)		
±5%	4 a 2000	4 a 2000
±1 dB	2 a 15000	2 a 15000
Massa (kg)	$0,4 \times 10^{-3}$	$0,4 \times 10^{-3}$

## 5.2 Características do *Makiwara*

O *makiwara* é um aparato usado para treino de técnicas de ataque utilizando os segmentos superior e inferior visando através do impacto, aumentar a resistências dos segmentos corporais envolvidos nas técnicas. Além disto o uso de *makiwara* visa melhorar o foco do ataque, o controle muscular e a respiração na execução da técnica. Este aparato é tradicionalmente construído da seguinte forma: primeiramente, deve-se escolher uma tábua das seguintes dimensões: 2,20m de comprimento, 0,10m de largura e 0,08m de espessura. A madeira que tradicionalmente é usada chama-se Cedro Japonês, mas a escolha deve ser feita no sentido da maior flexibilidade do *makiwara* pois diminuiria o impacto no segmento envolvido na execução da técnica.

No Brasil a madeira mais comum na confecção do *makiwara* é o cedrinho (*Gochna Polymorpha*). A madeira utilizada na confecção do *makiwara* usado para os ensaios foi o Jatobá (*Hymenaea*). O segundo procedimento é aplainar a madeira de maneira que sua seção varie

uniformemente ao longo de seu comprimento com a extremidade superior medindo ao redor de 1 cm de espessura, da maneira mostrada na Figura 5.2.

Se o *makiwara* for exposto às intempéries do tempo, um adequado tratamento para que o mesmo resista à água é necessário. Isto pode ser feito através da aplicação de uma resina para madeiras usadas em estruturas de casas. O próximo passo é cavar um buraco de aproximadamente 0,90 m onde será colocado verticalmente o *makiwara*. Na frente da base do *makiwara* e atrás no topo do buraco colocam-se apoios para evitar que o mesmo flexione-se excessivamente. Por último, após prendê-lo ao solo, é necessário colocar no topo uma espécie de almofada feita de couro ou um material sintético como EVA e enrolada ou não com cordas. Tradicionalmente este dispositivo de amortecimento é feito de arroz como mostra a figura abaixo.



Figura 5.1: Detalhe da região de impacto.

O dispositivo pronto apresenta disposição como mostrada na figura abaixo.

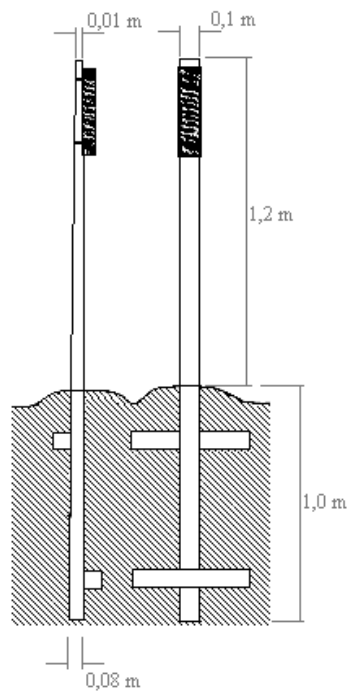


Figura 5.2: Disposição do *makiwara*.

## 6 Procedimentos Experimentais

### 6.1 Escolha dos Transdutores

A obtenção das variáveis de interesse neste trabalho será feita através da fixação de transdutores de força (extensômetros ou strain gauges), diretamente no *makiwara* e de vibração (acelerômetros), fixos com fita, no segmento superior em locais previamente escolhidos e citados no item 6.1.2.

#### 6.1.1 Colagem dos extensômetros no *Makiwara*

Os extensômetros foram colados, após a preparação da superfície, no *makiwara* longitudinalmente em ambas as faces maiores do aparato de maneira a medirem flexão. A preparação da superfície se fez através da lixagem da mesma seguindo padrões de ajuste mecânico e utilizando lixas com granulação decrescente, para elucidação: começou-se com uma lixa número 80, depois 150, subseqüentemente 280 e finalmente 600. O número total de extensômetros, colados sobre o aparato, foram de quatro para caracterizar um sistema de ponte de Wheastone completa. Após a colagem dos sensores, a ponte foi coberta com uma camada de silicone para revestimento e proteção da mesma.



Figura 6.1: Posição de Colagem dos Extensômetros.

#### 6.1.2 Montagem dos acelerômetros no punho e na escápula

A montagem do acelerômetro no punho, na porção distal do rádio, sobre a pele, foi feita da seguinte maneira: o sensor foi fixado em um aparato feito de alumínio em forma de L com dimensões semelhantes ao acelerômetro, com fita dupla face. Este artifício foi usado visando a

aquisição do pico do impacto na direção longitudinal ( $z_h$ ) do segmento superior. A região foi escolhida de acordo com normas internacionais para medida de vibração como já descrito nos itens 4.6.2 e 4.11. Este aparato foi então preso firmemente com fita enrolada em torno do punho, com o intuito de diminuir os efeitos do movimento relativo. Contudo sabe-se de antemão que este tipo de procedimento gera um erro de difícil averiguação devido a impossibilidade de se evitar totalmente o movimento relativo [Reynolds e Angevine, 1977].

O experimento realizado consistiu na aquisição da resposta do segmento superior ao chocar-se com o *Makiwara*. Para obter-se o sinal, utilizou-se dois acelerômetros dispostos um na região da articulação Rádio-Ulnar distal na loja posterior do antebraço direito, e outro na Escápula direita, sobre a região aproximada que corresponde a espinha da escápula.

O objetivo desta disposição dos acelerômetros é adquirir o valor do impacto sofrido pelo punho ao chocar-se contra o alvo em questão e conseqüente resposta, devido ao impacto, na região do Tórax. Como a vibração é uma grandeza vetorial, escolheu-se um eixo preferencial para fixar os acelerômetros, de maneira que a componente maior medida estivesse contida no mesmo plano do maior deslocamento do segmento superior.

## 6.2 Calibração dos sensores

Para qualquer sistema físico a ser mensurado é necessário a exata correspondência entre o sinal gerado pelos sensores e os valores do real parâmetro físico de interesse. Para realizar-se esta correspondência é necessária utilizar-se de uma *calibração*, que nada mais é que uma relação unívoca entre o sinal medido pelos instrumentos e os parâmetros físicos que interessam ao projeto. A calibração de qualquer sensor pode ser feita de três maneiras distintas:

- *Direta*: medida de um estímulo físico perfeitamente controlado. É o melhor sistema, mas nem sempre é possível;

- *Teórica*: é necessário conhecer a sensibilidade de todos os elementos que compõem a cadeia de medida;

- *Simulada*: constitui uma solução intermediária, onde o estímulo físico é substituído por um sinal elétrico equivalente.

Neste trabalho a calibração dos extensômetros e dos acelerômetros foi realizada de maneira direta. A seguir a metodologia utilizada para realizar as calibrações dos sensores serão descritas minuciosamente.

### 6.2.1 Calibração dos Extensômetros

O material usado para calibração da célula de carga do *makiwara* foi: uma célula de carga comercial feita pela alfa instrumentos com sensibilidade de 2mV/V, dois condicionadores de sinais, um computador com placa de aquisição de dados e programa de aquisição dos sinais gerados, cabos de aço e tracionadores para os mesmos.

Primeiramente foi procedida a calibração da célula de carga usada para comparação com o sinal da célula de carga do *makiwara*. A calibração da célula de carga foi feita em uma máquina de tração e um programa de aquisição de dados em um canal no programa HPVEE, os valores obtidos para este processo encontram-se no anexo I. O coeficiente de determinação obtido para esta célula de carga foi 1 ( $r^2=1$ ). Em seguida, procedeu-se a calibração da célula de carga do *makiwara* através da célula de carga colocada em série com o *makiwara* e tracionada com um cabo de aço, colocado da maneira mais paralela possível ao solo, por intermédio dos tracionadores marca Biehl 5/16. O sinal gerado pelas duas células de carga foi adquirido em dois canais utilizando-se um programa de linguagem gráfica HPVEE. A tabela com os valores obtidos para cada ensaio, em número de cinco, para a calibração de ambas as células de carga encontram-se no anexo I deste trabalho. O coeficiente de determinação obtido para esta calibração foi 0,99 ( $r^2=0,99$ ) Este tipo de calibração, estática, para este trabalho, adapta-se muito bem pois a faixa de frequência de interesse é muito menor (aproximadamente seis vezes) que a frequência natural do *makiwara* como mostrado a posteriori no item 6.3 do presente trabalho.



Figura 6.2: Máquina de Tração e Célula de Carga durante calibração.

### 6.2.2 Calibração dos Acelerômetros

Os acelerômetros não foram calibrados especificamente para este experimento pois os mesmos já haviam sido calibrados para dois experimentos anteriores utilizados para uma dissertação de mestrado [Dessesards, 1998] e uma tese de doutorado [Balbinot, 2001]. Portanto considerou-se válida a calibração realizada por estes dois pesquisadores e não procedeu-se novamente na mesma.

### 6.3 Obtenção da Frequência Natural do *Makiwara*

Como se estudou um fenômeno dinâmico, precisa-se de uma análise de domínio de frequência no *makiwara*. O material utilizado para esta análise foi um analisador de sinais, um condicionador de sinais, um acelerômetro e um registrador gráfico. Para obtenção da frequência natural de oscilação do *makiwara* procede-se de uma leve batida no lugar reservado para o choque propriamente dito e registra-se o sinal. A resposta dinâmica do conjunto pode ser observada na Figura 6.3 que apresenta os dois primeiros modos de vibração do aparato.

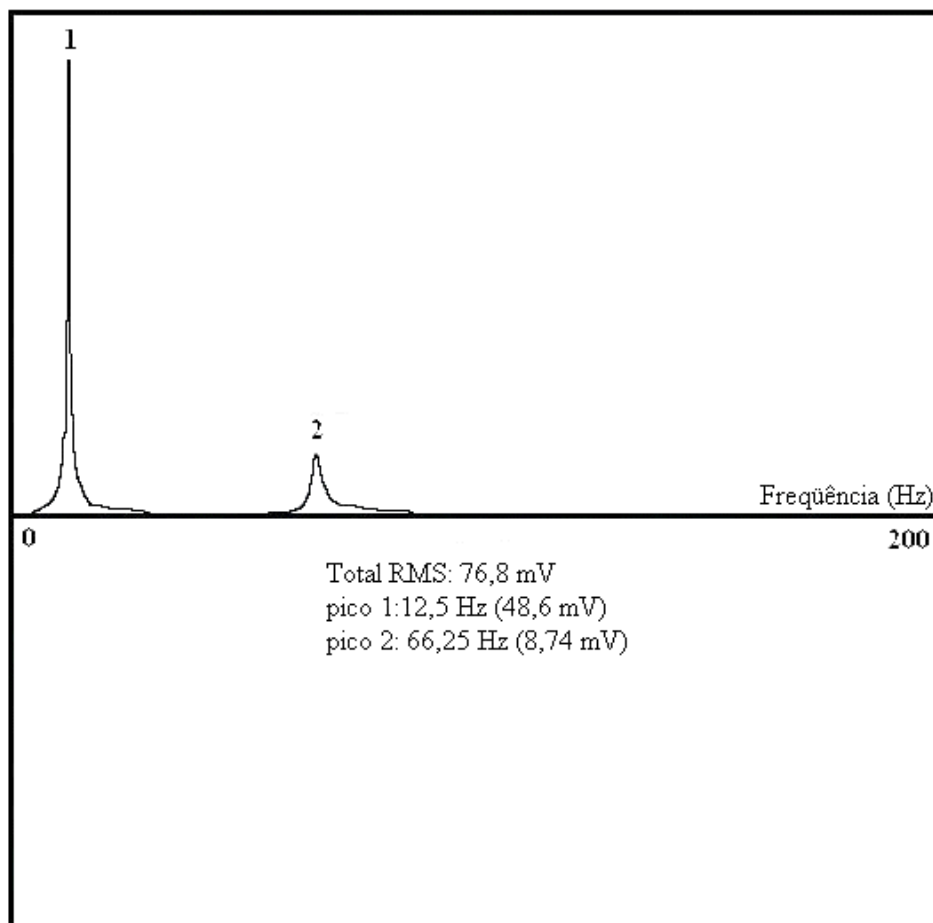


Figura 6.3: Gráfico obtido durante a Análise de Domínio de Frequência do *Makiwara*.

## 6.4 Caracterização dos Indivíduos

Os indivíduos utilizados na aquisição de dados deste trabalho foram escolhidos dentro da população dos atletas da seleção Gaúcha adulta e juvenil de *Karate Do Tradicional* do ano de 2001. Os dados antropométricos de cada atleta e de interesse neste trabalho estão dispostos na Tabela 6.1.

**Tabela 6.1: Dados antropométricos dos atletas.**

Atleta	Altura ( $\pm 0,001\text{m}$ )	Idade (anos)	Impulsão vertical ( $\pm 0,001\text{m}$ )	Massa Corporal ( $\pm 0,05\text{kg}$ )	Sexo	Tempo de treinamento (anos)
1	1,68	17	0,45	55,80	Masculino	5,00
2	1,77	16	0,42	85,90	Masculino	4,00
3	1,75	17	0,39	71,90	Masculino	4,00
4	1,66	18	0,28	72,50	Feminino	5,92
5	1,82	24	0,51	78,50	Masculino	5,50
6	1,78	21	0,51	80,90	Masculino	8,67
7	1,72	21	0,51	63,80	Masculino	12,00
8	1,73	28	0,55	70,00	Masculino	16,00

## 6.5 Apresentação dos resultados

A comparação dos dados oriundos dos diversos atletas foi realizada através da análise de variância. As considerações teóricas e operacionais a respeito desta ferramenta encontram-se no anexo II. Utilizando-se as equações contidas no anexo II e Tabela II.2, obtêm-se as três próximas tabelas.

**Tabela 6.2: Tabela ANOVA (região da escápula).**

Fonte de Variação	SQ	GDL	MQ	Teste F
Entre grupos	225,97	7	32,28	9,54
Dentro grupos	108,32	32	3,39	
Total	334,29	39		

Comparando-se o valor calculado com o valor tabelado de acordo com o anexo II:

$$F_{\text{calculado}} = 9,54 > F_{\text{tabelado}} = 2,83$$

Portanto conclui-se que *há diferenças significativas entre os grupos*.

**Tabela 6.3: Tabela ANOVA (região do punho).**

Fonte de Variação	SQ	GDL	MQ	Teste F
Entre grupos	27658,67	7	3951,24	10,63
Dentro grupos	11891,99	32	371,62	
Total	29550,66	39		

**Tabela 6.4: Tabela ANOVA (*makiwara*).**

Fonte de Variação	SQ	GDL	MQ	Teste F
Entre grupos	1567517,61	7	223931,09	7,79
Dentro grupos	919809,76	32	28744,06	
Total	2487327,38	39		

Como se pode notar, outras duas tabelas também apontam para uma diferença significativa entre os grupos. Por conseqüência, uma análise de quais médias diferem significativamente entre si é necessária. Os procedimentos necessários para implementar-se uma análise de significância de médias está descrito no anexo II, abaixo estão apresentadas as tabelas construídas para expor esta análise.

**Tabela 6.5: Análise de Significância das médias das acelerações (escápula).**

Atleta	1	2	3	4	5	6	7	8
1	-	NS	NS	NS	S	S	NS	NS
2	NS	-	NS	NS	S	S	NS	NS
3	NS	NS	-	NS	S	S	S	NS
4	NS	NS	NS	-	S	S	NS	NS
5	S	S	S	S	-	NS	S	S
6	S	S	S	S	NS	-	S	S
7	NS	NS	S	NS	S	S	-	NS

**Tabela 6.6: Análise de Significância das médias das acelerações (punho).**

Atleta	1	2	3	4	5	6	7	8
1	-	S	S	S	NS	S	S	S
2	S	-	S	NS	S	NS	NS	NS
3	S	S	-	S	S	NS	NS	NS
4	S	NS	S	-	NS	NS	NS	NS
5	NS	S	S		-	S	S	S
6	S	NS	NS	NS	S	-	NS	NS
7	S	NS	NS	NS	S	NS	-	NS

**Tabela 6.7: Análise de Significância das médias da força(*makiwara*).**

Atleta	1	2	3	4	5	6	7	8
1	-	NS	NS	NS	NS	S	NS	S
2	NS	-	NS	NS	NS	S	NS	S
3	NS	NS	-	S	NS	NS	NS	S
4	NS	NS	S	-	S	S	NS	S
5	NS	NS	NS	S	-	NS	NS	S
6	S	S	NS	S	NS	-	S	NS
7	NS	NS	NS	NS	NS	S	-	S



Entre todas as informações que os sinais adquiridos carregam, a de maior interesse neste trabalho é o pico do impacto. Este valor aparece bem destacado nos sinais, pois este tipo de fenômeno tem uma taxa de carga alta. Após o pico do impacto (transiente), segue-se um período de vibração amortecido de todo o sistema (atleta-*makiwara*). Este período é altamente influenciado pela frequência natural do *makiwara*. Isto é facilmente observável em uma análise em domínio de frequência dos sinais que apresentam como pico característico a frequência de 12,5 Hz (já obtida e especificada no item 6.3). A caracterização dos sinais obtidos em função do tempo podem ser observados na Figura 6.4, Figura 6.6 e Figura 6.8. E os valores referentes as acelerações na região da escápula e do punho durante o choque encontram-se dispostos no anexo I.

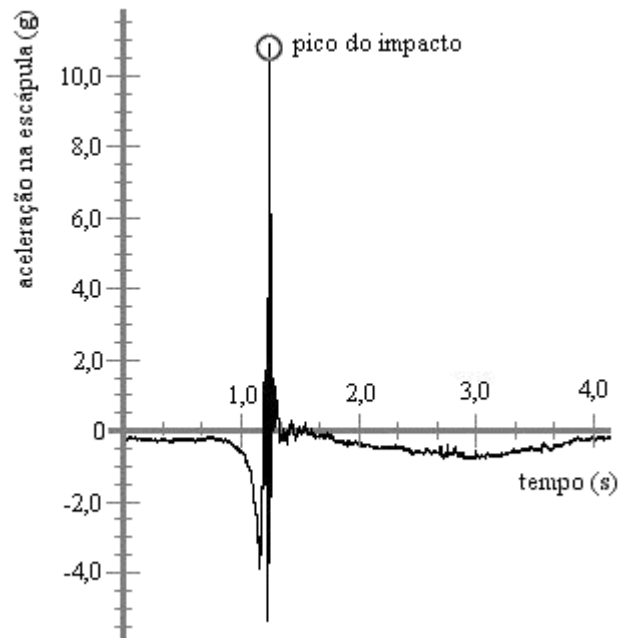


Figura 6.4: Caracterização do sinal obtido pelo acelerômetro na escápula.

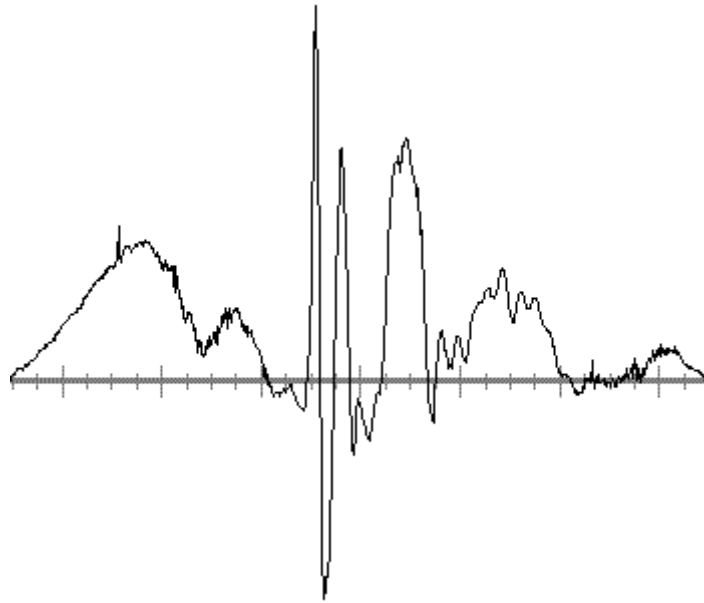


Figura 6.5: Ampliação da região de impacto (150 a 170 ms).

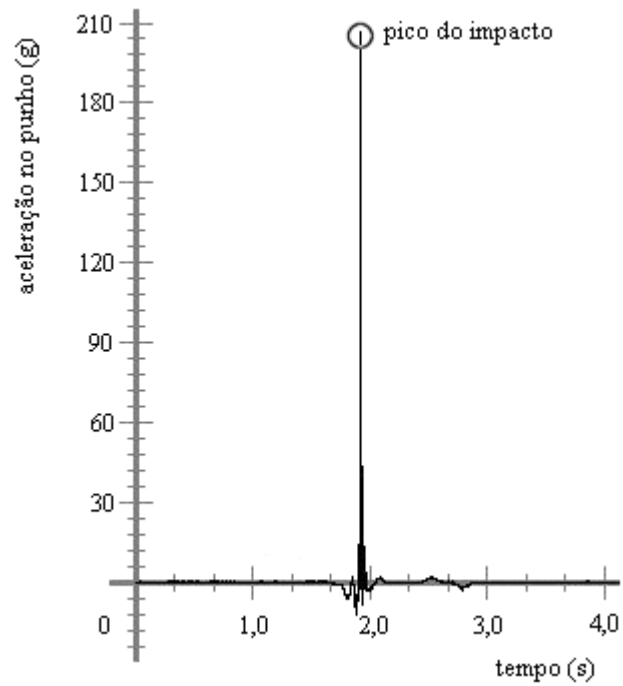
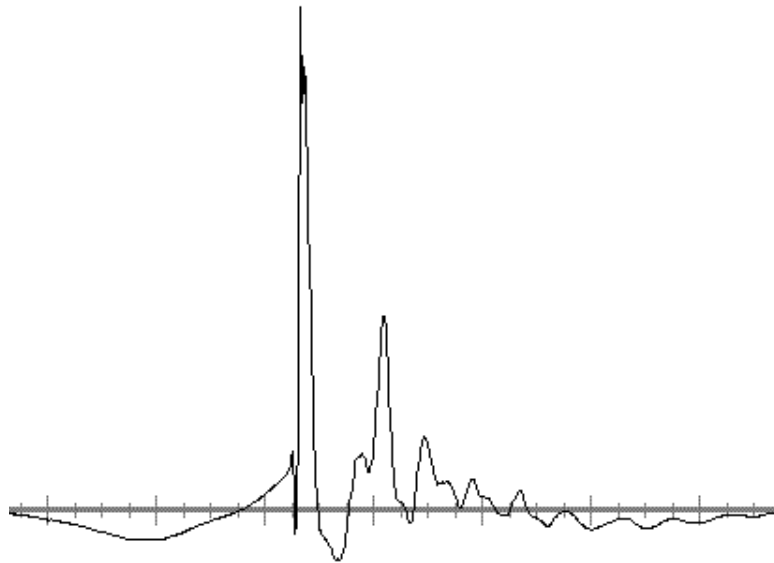


Figura 6.6: Caracterização do sinal obtido pelo acelerômetro no punho.



**Figura 6.7: Ampliação da região de impacto (75 a 90 ms).**

O sinal da aceleração sofrida pelo punho, durante a execução da técnica de *gyaku tsuki* sobre *makiwara*, mostra que com o impacto, o punho sofre uma desaceleração brusca. Este fato é consentâneo com o achado de Walker (1975) que afirma que o mesmo atinge um máximo de velocidade num percentual entre 70% a 80% da sua trajetória total. Portanto, este fato justifica o aparecimento da mesma. Após o choque, ocorre a resposta do sistema a força impulsiva aplicada e obtêm-se picos secundários decorrentes do movimento oscilatório (vibração) do *makiwara*. É interessante ressaltar que os tecidos moles apresentam uma vibração criticamente amortecida após o impacto que aparecem compondo o sinal, como já tratado no item 4.6.2. Tanto a frequência quanto o coeficiente de amortecimento desta vibração são controlados pela atividade muscular do segmento [Wakeling e Nigg, 2001].

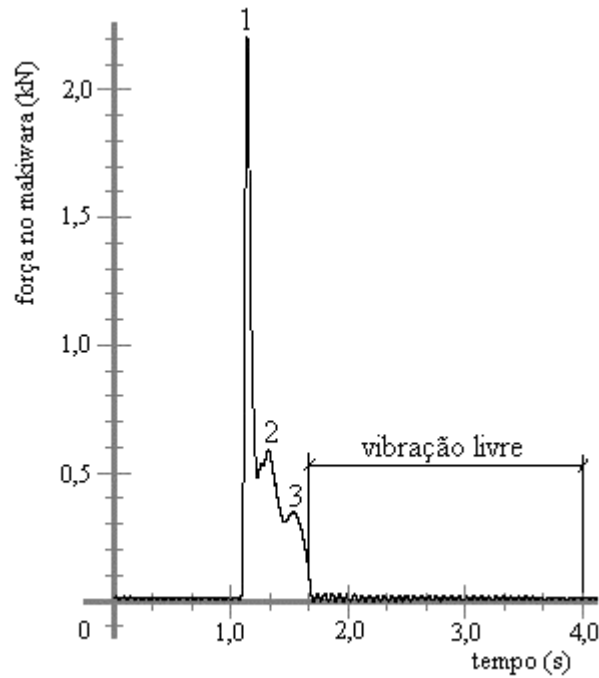


Figura 6.8: Caracterização do sinal obtido pela célula de carga no *makiwara*.

Os picos de impacto sucessivos que aparecem na Figura 6.8, indicam que após o choque principal (pico 1: pico do impacto principal) o *makiwara* deforma-se elasticamente na mesma direção da força de impacto aplicada e após o término do contato deforma-se no sentido contrário da mesma chocando-se novamente com a mão do atleta (pico 2: pico de impacto devido ao recuo do *makiwara*). Isto ocorre sucessivamente (pico 3) até que o atleta recolha o braço então nota-se apenas o *makiwara* oscilando em sua frequência natural (região demarcada).

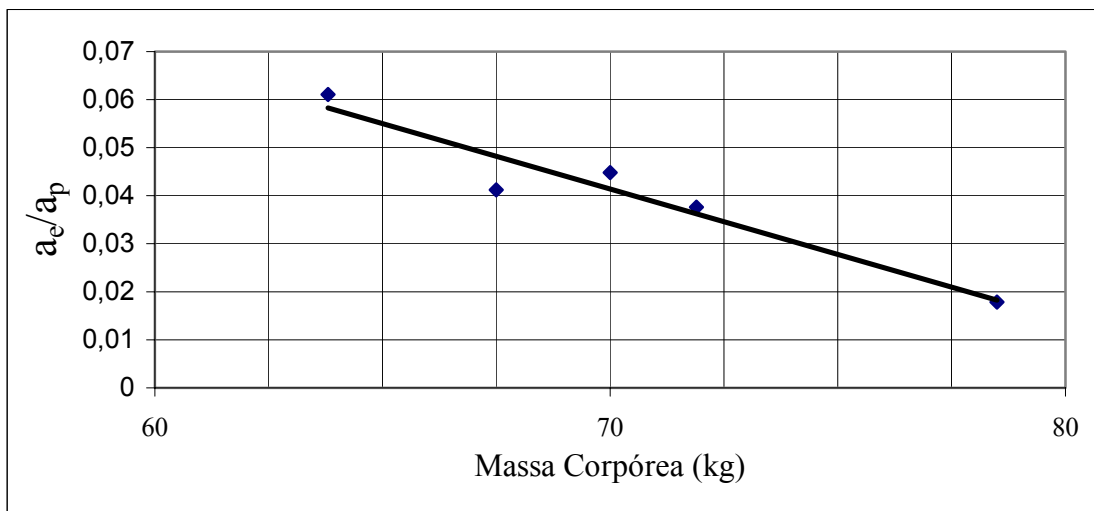
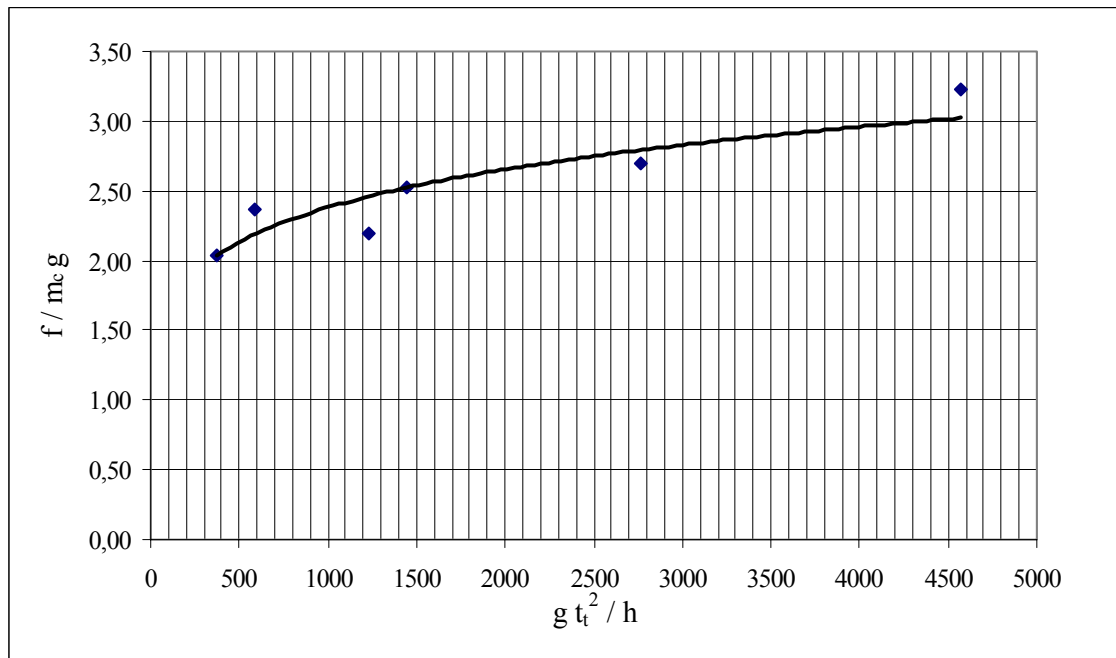


Figura 6.9: Relação da razão das acelerações obtidas na região da escápula e punho e a massa corpórea (variável adimensional  $\Pi_1^*$ ).

$$\text{Equação: } y(x) = -2,7 \times 10^{-3} x + 0,23$$

$$\text{Coeficiente de Determinação: } r^2 = 0,93.$$

O gráfico representado na Figura 6.9 mostra a tendência de maior absorção de energia de ordem vibratória para indivíduos com massa maior, isto é, neste trabalho, verificou-se que a absorção de energia oriunda do impacto é diretamente proporcional a massa corpórea do atleta. Este fato é consentâneo com os estudos de vibrações no corpo humano, e a Figura 6.9 apresenta esta disposição para assemelhar-se aos gráficos de oitava de banda representando as tolerâncias do corpo humano quando exposto a Vibração Mecânica e componentes de normas internacionais (ISO).

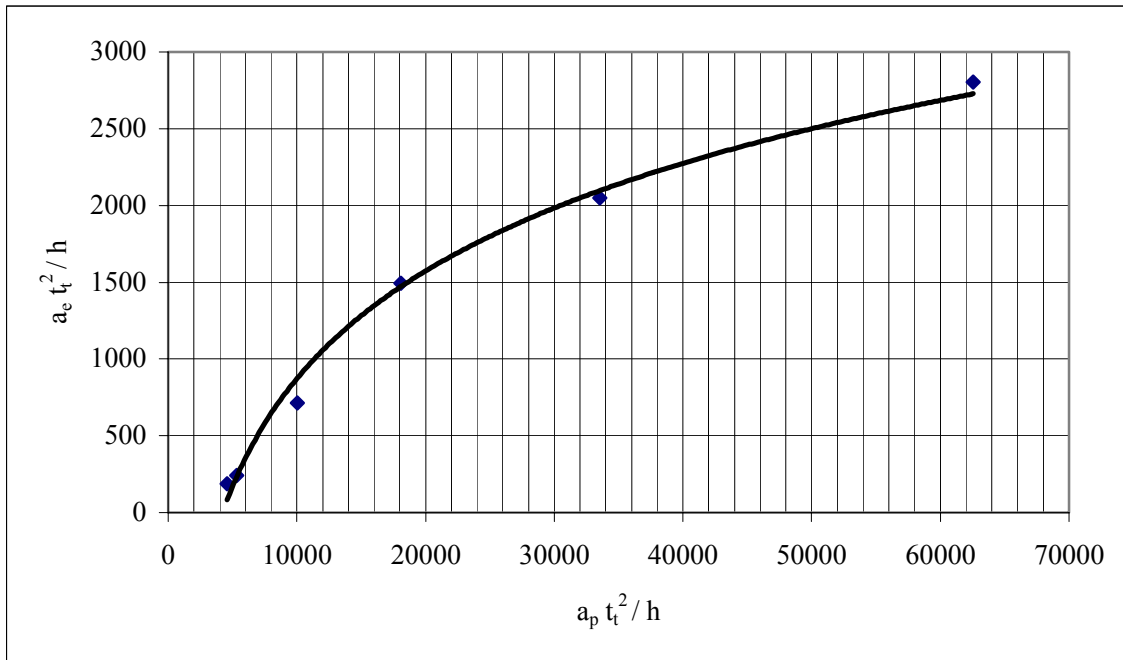


**Figura 6.10: Relação entre a força e tempo de treinamento (variáveis adimensionais  $\Pi_2^*$  e  $\Pi_4$ ).**

$$\text{Equação: } y(x) = 0,80 x^{0,16}$$

$$\text{Coeficiente de Determinação: } r^2 = 0,82.$$

Como o peso ( $m_c g$ ) é uma constante e a razão aceleração da gravidade pela impulsão vertical ( $g/h$ ) também é uma constante, nota-se que com o aumento do tempo de treinamento, o atleta consegue gerar valores maiores de força durante a fase de impacto. Isto se deve principalmente a uma melhora na consciência corporal decorrente do treinamento repetitivo do gesto técnico. Conseqüentemente ocorre uma melhora na utilização dos músculos agonistas do movimento. Os valores têm um limite superior onde a curva começa a comportar-se assintoticamente. Este limite é dado por diversos fatores mas os de maior peso são a idade e os limites mecânicos dos materiais orgânicos do corpo humano. Além disto o próprio limiar de dor acaba por limitar valores muito altos de força sobre o segmento superior. Isto é um mecanismo de auto-proteção inerente a espécie.

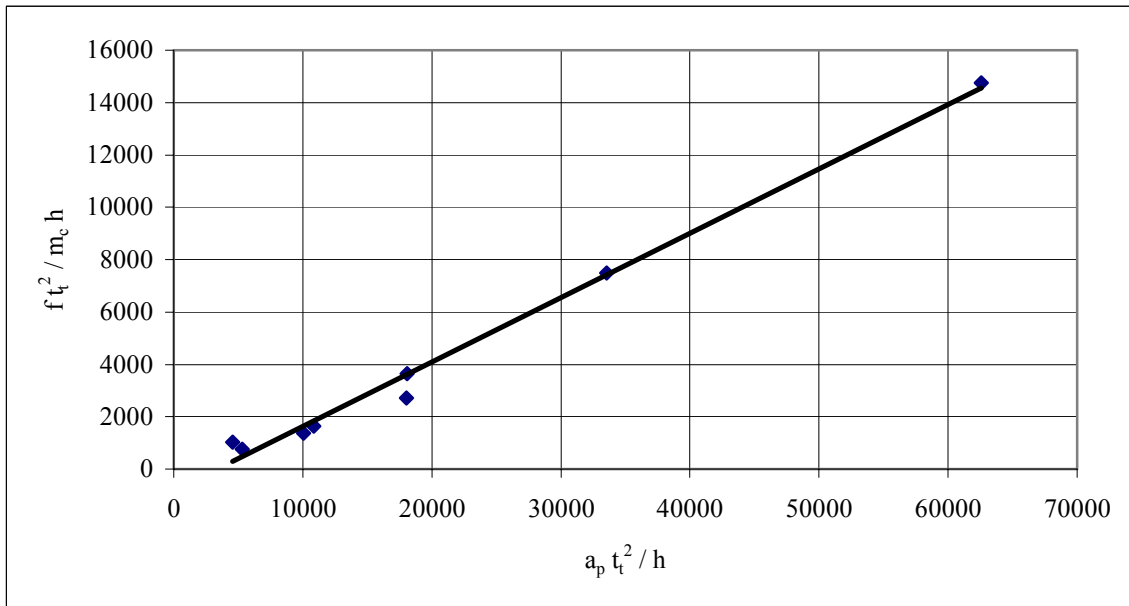


**Figura 6.11: Relação entre as acelerações medidas na região do punho e da escápula (variáveis adimensionais  $\Pi_1$  e  $\Pi_2$ ).**

Equação:  $y(x) = 1011,20 \ln(x) - 8440,90$

Coefficiente de Determinação:  $r^2 = 0,99$ .

Nota-se que com o aumento da aceleração percebida pelo punho durante o choque, a resposta da região da escápula também experimenta um aumento significativo. Observando-se o gráfico anterior, percebe-se que para valores menores de aceleração têm-se um aumento na transmissibilidade da vibração entre as duas regiões, este fato é facilmente observado pela derivada de valor maior na região inferior da curva acima. Por outro lado, isto aponta para uma maior absorção de energia vibratória decorrente do aumento da aceleração sofrida durante o impacto. Convém frisar mais uma vez que estes valores de aceleração, pelos mesmos motivos citados *a priori*, apresentam uma limitação de valor superior.

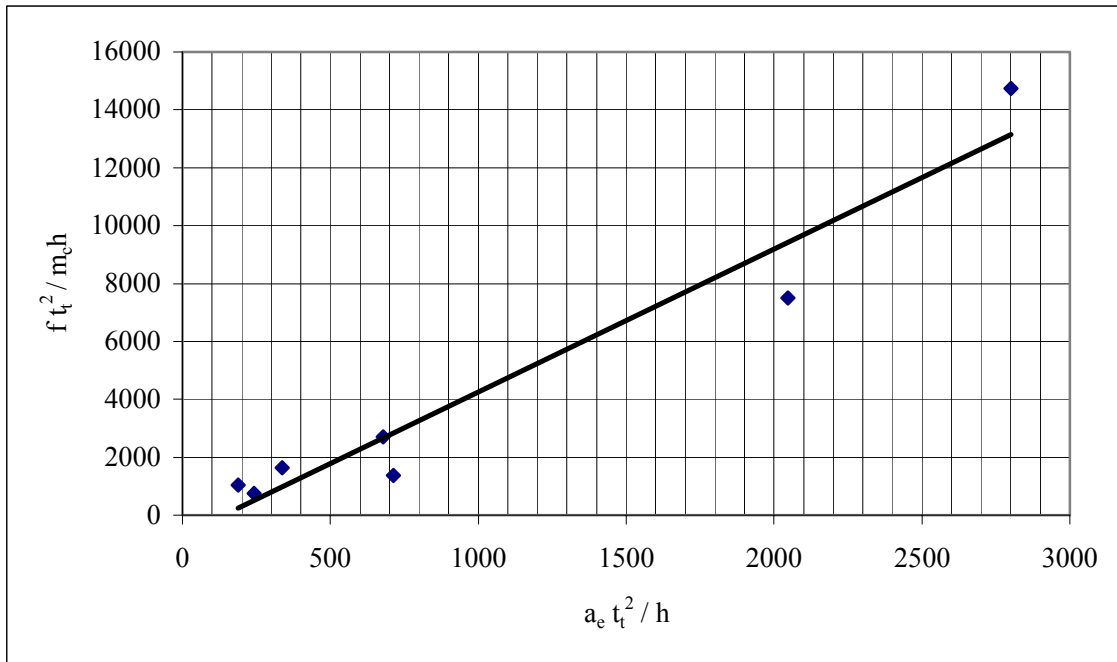


**Figura 6.12:** Relação entre a força medida no *makiwara* e aceleração na região do punho (variáveis adimensionais  $\Pi_1$  e  $\Pi_3$ ).

Equação:  $y(x) = 0,25x - 836,66$

Coefficiente de Determinação:  $r^2=0,99$ .

Percebe-se claramente que estas duas grandezas medidas são diretamente proporcionais, evidenciados na tendência linear entre estes dois números adimensionais. Como a força medida no *makiwara* é decorrente da reação do punho com o mesmo, a aceleração medida na região do punho é o fator com maior parcela na geração desta força. É interessante ressaltar que esta aceleração tem fortes contribuições inerciais oriundas do movimento. A relação entre estas duas grandezas é bem definida pela Segunda Lei de Newton. A constante de proporcionalidade entre as duas grandezas é a massa efetiva usada durante a execução da técnica aqui descrita. Portanto através do cálculo da inclinação da reta representada na Figura 6.12, pode-se estimar a parcela de massa corpórea utilizada durante a técnica.



**Figura 6.13: Relação entre a força medida no *makiwara* e aceleração na região da escápula (variáveis adimensionais  $\Pi_2$  e  $\Pi_3$ ).**

$$\text{Equação: } y(x) = 4,94x - 693,56$$

$$\text{Coeficiente de Determinação: } r^2=0,94.$$

Era esperado que da mesma maneira que o gráfico da Figura 6.12, este tivesse o mesmo comportamento visto que o número adimensional  $\Pi_2$  é obtido à partir de uma aceleração na região da escápula que é devido a aceleração experimentada pelo punho no momento do choque, isto é, a aceleração da região da escápula é decorrente da reação entre o punho e o *makiwara* mais a contribuição inercial da massa efetiva envolvida na técnica. Portanto esta relação também deve obedecer a Segunda Lei de Newton. Esta aceleração é de ordem menor, cerca de dez vezes menor, devido a grande absorção da vibração pelo antebraço e braço como um todo com clara contribuição da anisotropia do segmento superior.



## 7 Discussões

Neste trabalho, estuda-se um caso de impacto em que um segmento do corpo humano, no caso a mão, entra em contato com um alvo fixo (*makiwara*), que se deforma (flexiona-se) com o impacto. Desta ação podemos inferir que sobre os seguintes aspectos [Desessards, 1998]: O impacto pode ocasionar dano físico e podem ocorrer efeitos secundários (incluindo efeitos psicológicos) ocasionados através de receptores biológicos e mecanismos de transferências, que produzem mudanças no organismo [Harris *apud* Desessards, 1998]. Estes dois itens serão abordados nesta seção com ênfase no primeiro.

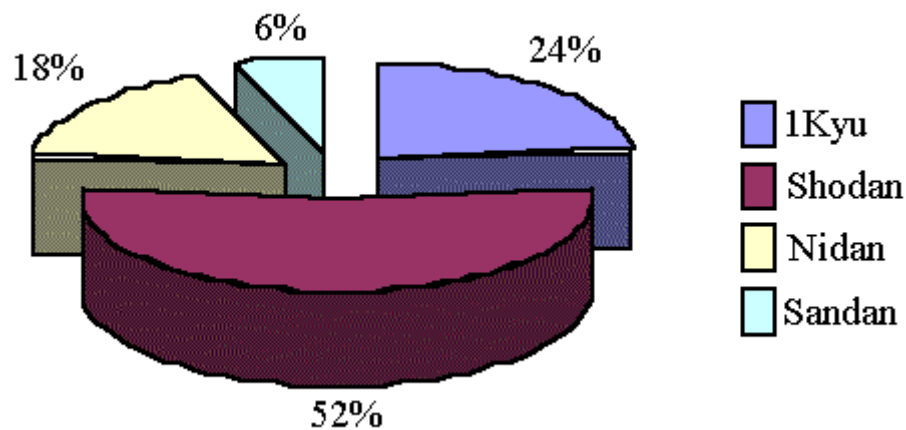
Existem diversas patologias que surgem no segmento superior. Dentre todas elas, este trabalho propõe-se a discutir as que possivelmente tem relação direta com a prática de *Karate* utilizando o *makiwara*. Já se sabe de antemão da existência de um número considerável de evidências para suportar a hipótese que forças transientes, transmitidas através do esqueleto, são danosas [Whittle, 1999]. Outro ponto importante a ser mencionado aqui é que os maiores valores destas forças (transientes), a que é submetido o corpo humano apresentam-se primeiramente em acidentes, seguidos por atividades esportivas violentas como o *Karate* e *Boxe*.

Ao trabalhar-se com impacto sobre seres humanos, não importa apenas descobrir a magnitude desta grandeza, mas correlacionar o trauma com a força gerada na região afetada, numa clara tentativa de encontrar-se limites de tolerância. Uma grande gama de pesquisadores, que vão desde engenheiros, físicos e outros pesquisadores em Biomecânica almeja obter uma lista de especificações de tolerância para de posse da mesma, se possa formar um conjunto normativo de regras com respeito a cargas de impacto. Para a comunidade científica, o conhecimento do nível de tolerância de vários segmentos de seres vivos, definido como a magnitude de carga que produz um determinado nível de lesão, é de suma importância para assegurar diversos trabalhadores e esportistas ao redor do mundo da correta prática de suas atividades, com conseqüente diminuição de traumas por esforços repetitivos, como fraturas por *stress*, ou mau uso de equipamentos no ambiente de trabalho ou prática esportiva.

Com este objetivo, a primeira procedência a ser tomada é definir quantitativamente o nível da lesão e correlacionar o nível de lesão com a intensidade da força de impacto. Desta maneira, precisa-se de estudos coordenados de natureza clínica e experimental, juntamente com registros da carga de impacto e observação na recuperação e reabilitação de um mesmo paciente (acometido por alguma patologia). Obviamente por conta da necessidade estatística são necessários vários pacientes. Portanto a melhor maneira de determinar o nível de tolerância é correlacionar observações clínicas e patológicas com as máximas forças que são submetidas os organismos durante o impacto.

Isto é muito difícil visto que os dados de origem médica são de difícil acesso e mesmo com a posse dos mesmos sua correlação com as lesões e patologias é muito complicado. Apesar disto, pretende-se mostrar algumas evidências físicas surgidas durante a prática aqui descrita, ou seja, questionar e apresentar dados e conclusões clínicas associadas ao uso de aparelhos como o descrito aqui.

Estes dados têm origem de um questionário realizado com dezessete (17) praticantes avançados do estado do Rio Grande do Sul e sua finalidade maior é ilustrar alguns pontos aqui mencionados e como maneira de apontar tendências dentro da prática com *makiwara*. As graduações de cada atleta estão especificadas na Figura 7.1. Por uma questão de metodologia procede-se na análise sistemática de cada elo do segmento superior como a realizada em anatomia humana e após refere-se a patologias associadas como um todo. Portanto, o primeiro elo desta cadeia que será analisado será a cintura escapular.



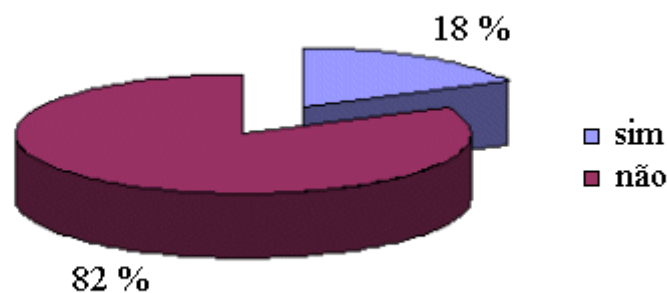
**Figura 7.1: Percentual dos atletas questionados (graduação).**

O complexo do ombro tem uma grande amplitude articular e conseqüentemente grande amplitude de movimentos que combinada com a instabilidade inerente da região torna-o susceptível a uma variedade de lesões, que são oriundas tanto de atividades diárias quanto de práticas desportivas. As lesões geradas no complexo do ombro podem envolver forças que superam as propriedades mecânicas dos tecidos da região (ossos, músculos, cartilagens e tendões) gerando macro e micro traumatismos. Esta região é muito interessante pois apresenta apenas um ponto de articulação entre o membro superior e o tronco: a articulação *esternoclavicular*.

Haveria de se esperar que esta articulação tivesse um elevado índice de lesões associadas, em função de servir de transmissora de forças do segmento superior ao tronco, mas contrariando a expectativa não apresenta uma freqüência de lesões muito alta. Os atletas que responderam o formulário apresentaram uma incidência de 18% de anomalias (dores) no complexo do ombro,

de acordo com a Figura 7.2. Em alguns casos esta dor está associada ao desenvolvimento de bursite. A lesão mais comum é uma entorse gerada por força que causa deslocamento anterior do ombro. O perigo maior para região, é a extremidade esternal da clavícula ser forçada medialmente, em decorrência da má execução da técnica aqui estudada. Este deslocamento medial da clavícula impõe uma solicitação excessiva aos ligamentos *costoclavicular* e *esternoclavicular* podendo ocasionar luxação.

Em adultos a luxação e lesão ligamentosa é mais comum do que a fratura da clavícula; e em adolescentes a fratura é mais comum, fato agravado em esportes de contato como o *Karate Do* [apud Grabiner, 1989]. Em decorrência dessas lesões, luxações e fraturas, o nervo radial pode ser lesado, afetando o movimento no pulso e na mão. A região ainda pode ser afetada pela força de reação, ao contato com o *makiwara*, transmitida pelo úmero para a cavidade glenóide e acrômio, deslocando toda a escápula em relação à clavícula imóvel. Este deslocamento pode ocasionar lesão dos ligamentos *acromioclavicular* e *coracoclavicular*.



**Figura 7.2: Gráfico (percentual) da incidência de anomalias no complexo do ombro.**

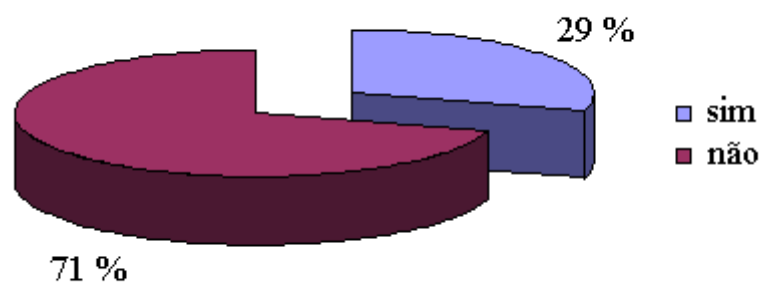
O segundo elo desta cadeia a ser analisado será a articulação do cotovelo. A articulação do cotovelo ao contrário da articulação do ombro, tem uma arquitetura articular estável mas apresenta lesões comuns em virtude da magnitude das forças impostas à articulação numa grande variedade de modalidades esportivas assim como nas tarefas diárias [Grabiner, 1989].

As entorses ou lesão de um ligamento do cotovelo são muito raras durante a flexão, mas freqüentes se o mesmo executar uma hiperextensão. Durante a execução da técnica aqui estudada existe um risco pequeno de hiperextensão do cotovelo durante a contração do Triceps do braço e Ancôneo. Apesar do risco ser pequeno, o erro de focalização do alvo, no caso o *makiwara*, pode gerar uma hiperextensão na articulação fazendo a região distal da ulna chocar-se com a fossa do olécrano. Se um torque de extensão continuado, com magnitude suficiente, for gerado durante a técnica, fará com que o processo coronóide seja deslocado para trás com referência à tróclea. Os ligamentos afetados pela entorse resultante desta ação são a face anterior do ligamento colateral,

mais comumente o ligamento colateral ulnar. As lesões do cotovelo podem afetar o nervo ulnar quando este passa entre o epicôndilo medial e o olécrano, onde é coberto apenas por fásia e pele.

Outras lesões freqüentes no membro superior, devido à sobrecarga, são a epicondilite, com casos associados diretamente à prática de *Karate Do* [Halloran, 1998], e epitroclelite, produzidas geralmente no início da temporada de treinamento devido a uma deficiente readaptação após um prolongado período de férias [Loureda, 1989; Halloran, 1998]. Os dados obtidos revelam que 80% dos casos de anomalias apresentadas nesta região foram clinicamente diagnosticadas como sendo epicondilite. A epicondilite medial é definida como a fragmentação, irregularidade separação leve e aumento ou ruptura do epicôndilo medial do cotovelo [Larson, 1976]. Estes são considerados apenas como vários estágios do mesmo processo reativo que se desenvolve pela tensão excessiva.

As lesões vistas no lado lateral do cotovelo têm uma freqüência bem menor e decorrem de forças compressivas, isto é, de cargas aplicadas no sentido longitudinal do antebraço. É interessante ressaltar que muitas lesões podem aparecer nesta articulação em virtude de tensões submáximas repetidas (microtraumatismos) [Grabiner, 1989]. Na atividade esportiva em questão existem muitos poucos dados de origem médica, mas existem algumas tendências apontadas pelos formulários. Da amostra escolhida 29% já apresentam sintomas de patologias, desenvolvidas nesta região, associadas à vibração e esforço repetitivo conforme Figura 7.3.



**Figura 7.3: Gráfico (percentual) da incidência de anomalias na articulação do cotovelo.**

Pôr último, o elo final que será analisado compõe-se da mão, particularmente interessante pois é o ponto de entrada da vibração no corpo. Além disto, a mão é um órgão altamente especializado com uma área relativamente grande na parte central do sistema nervoso dedicada ao seu controle. Esta estrutura anatômica realiza tanto tarefas motoras finas como as executadas pôr um cirurgião, como tarefas grosseiras, a exemplo de *Karatecas* quebrando tijolos ou tábuas, onde o principal objetivo é a simples transmissão de forças [Grabiner, 1989].

Esta região do segmento superior, comumente, apresenta várias doenças geradas pelo impacto excessivo e vibração. De um modo geral, cerca de 7% das lesões esportivas incidem na mão [Rasch, 1978]. Mas infelizmente faltam dados sobre a prática aqui descrita e este valor agrega práticas esportivas que não interessam ao trabalho. Esperar-se-ia que o *Karate*, com muitas de suas práticas como o *tameshiwari* (quebramento de tábuas, telhas, pedras, garrafas e tijolos) e *makiwara* tivessem alta incidência de lesões na mão, mas não existem estudos conclusivos sobre o fato.

Da mesma maneira que os pés de bailarinas apresentam modificações em virtude dos esforços aplicados e transmitidos pela região [Sammarco *apud* Rasch, 1989], as mãos de praticantes de *Karate Do* deveriam sofrer uma modificação estrutural semelhante. Esta idéia está de acordo com estudos anteriores, como de Wolff (1870), onde se apresenta a idéia da adaptação funcional dos ossos. Estudos como de MacNair e Feld (1982), apresentam dados sobre a velocidade e força gerada pôr um *Karateca* durante um soco com valores de velocidade e força respectivamente de aproximadamente 14 m/s e 3000 N. Estes dados indicam um valor anormal para os esforços de compressão sobre o segmento superior, obviamente mais sujeito a esforços de tração, portanto esperar-se-ia que algumas modificações estruturais fossem detectadas.

De fato atletas envolvidos em esportes de impacto, como o *Karate Do*, apresentam a densidade mineral óssea (BMD) significativamente superior à outros atletas de esportes de menor impacto e não atletas [Andreoli, 2001] mas Crosby (1985) relatou que praticantes de *Karate Do* de longa data não pareceram predispostos à osteoartrite ou tendinite na mão, patologias associadas a vibração e esforço repetitivo. Outros dois pesquisadores, Larose e Sik (1969), relataram que devido ao condicionamento específico das mãos, os *Karatecas* geralmente não apresentaram nenhuma mudança na estrutura óssea, degeneração de cabeças metacarpais ou calcificação distrófica de tecidos moles, mas este estudo é muito antigo e as técnicas de diagnóstico de patologias associadas a vibração, esforço repetitivo e fraturas por *stress* eram muito precárias. Além disto, os artigos não informam nada a respeito do uso de *makiwara* por estes praticantes.

O risco maior durante a prática de *Karate Do* com utilização do *makiwara*, incide sobre as falanges e metacarpais, pois são a região de contato com o alvo. Luxações e fraturas nestas estruturas ocorrem predominantemente no quarto e quinto metacarpais, porque no punho cerrado estes metacarpais, ao contrário do segundo e terceiro, não são apoiados pela eminência tenar [Rasch e Burke, 1978; Loureda 1989].

As funções da mão podem ser influenciadas pôr três nervos do membro superior e que estão sujeitos a lesão: nervo ulnar, nervo mediano e nervo radial. Os tipos de lesões que interessam a este trabalho têm a mesma origem decorrente da compressão dos nervos já citados.

O nervo ulnar pode ser afetado pela Síndrome de Guyon que é uma doença decorrente da sua compressão, ao nível do punho, quando ele passa através do túnel ulnar ou canal de Guyon, em torno do osso pisiforme. A compressão do nervo ulnar pode ser originada pôr vários fatores podendo ser de origem ocupacional ou não. Entre os fatores de origem não ocupacional dois são importantes e serão citados pois estão associados com a técnica estudada. São eles:

- Traumatismo:- as contusões sobre a região hipotenar com ou sem fratura podem afetar o nervo ulnar. Porém, está descrito também como compressão nervosa pós-trauma devido a hemorragia, edema ou tecido cicatricial,

- Trombose da artéria ulnar (também conhecida por *hypothenar hammer syndrome*, HHS), que pode ser decorrente de traumas sucessivos na região hipotenar, podendo este ser originado pela prática de *Karate Do* [Müller *et al.*, 1996] - pode ser uma lesão causada por traumatismo na eminência hipotenar ou devido a aneurismas ou trombose desta artéria que levam à compressão nervosa.

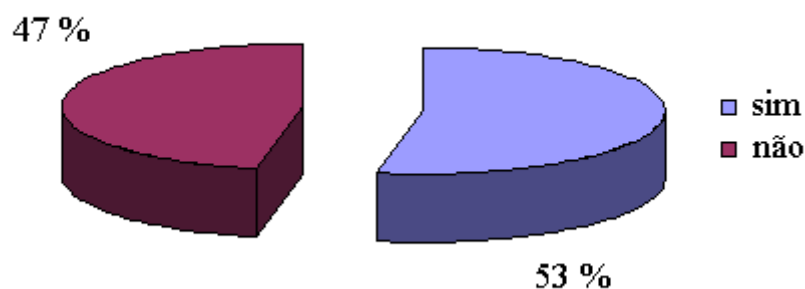
A tendência de a mão apresentar aneurismas arteriais já aparece documentada pôr Von Rosen, em 1934, em um trabalho que o autor relacionou trombose na artéria ulnar com traumas repetitivos na região da mão. Desde esta publicação, numerosos casos têm sido reportados de insuficiência arterial na mão decorrente de traumas ocupacionais - gerados de forma direta como socos, ou indiretas, através de ferramentas vibratórias [Rowan, 1998]. Especificamente a própria prática de *Karate Do* está relacionada com o desenvolvimento de aneurismas arteriais na região da mão em decorrência dos traumas repetitivos gerados durante o impacto [Vayssairat *et al.*, 1984]. Estas lesões podem ocasionar trombose e microembolismo nas artérias digitais podendo esta prática ser associada com o surgimento da Síndrome de Raynaud.

Ainda salienta-se que uma lesão do nervo ulnar afetaria a abdução e adução dos dedos (exceto o polegar) e a flexão do quarto e quinto dedos. Entre as causas de origem ocupacional pode-se citar: Atividades que comprimam mecanicamente a base da mão (o exemplo é a própria técnica aqui descrita) podendo determinar lesões, principalmente do ramo palmar (motor) do nervo ulnar. Estas podem ser agravadas se associadas a força e movimentos repetitivos. E a Vibração.

O nervo mediano é o nervo para o lado radial do antebraço e a mão. A utilização do *makiwara* durante a execução da técnica pode originar a Síndrome do Canal do Carpo, que é resultado de uma compressão do nervo mediano, que pode ser iniciada pôr micro ou macro

traumatismos, tenossinovite dos tendões flexores, fratura, ou luxação de qualquer um dos carpais. Basicamente, a tumefação do conteúdo do canal ou uma constrição do canal comprime o nervo mediano. Os sintomas vão desde formigamento dos dedos indicador e médio a atrofia dos músculos tenares [Rasch *et al.*, 1989].

Este nervo pode ser acometido ainda pela Síndrome do Pronador Redondo. Esta síndrome ocorre pela compressão do nervo mediano abaixo da prega do cotovelo. Essa compressão pode acontecer entre os dois ramos musculares do músculo pronador redondo, ou da fâscia do bíceps, ou na arcada dos flexores dos dedos. Um dos ramos desse nervo supre a maioria dos músculos da eminência tenar, e a sua lesão pode afetar profundamente a função do polegar. Os dados obtidos a partir do formulário aplicado aos atletas apontam para um grande percentual de anomalias ocorridas nesta região, conforme Figura 7.4.



**Figura 7.4: Gráfico (percentual) da incidência de anomalias na região do punho e mão.**

Pôr sua vez, o nervo radial supre os músculos extensores do braço e antebraço e pode ser afetado pôr lesões no complexo do ombro, como fraturas e luxações, influenciando assim os movimentos da mão.

A aplicação de forças consecutivas, decorrente da execução da técnica, no eixo longitudinal do segmento superior pode levar o mesmo a um processo de fadiga mecânica, pois está comprovado que as tensões geradas durante o impacto do punho contra alvos fixos são maiores que os valores calculados para que ocorra fratura óssea [Blum, 1977]. Apenas para exemplificar cita-se alguns valores de força necessária para que ocorra fratura na porção distal do rádio obtidas por alguns pesquisadores: Frykman (1967):  $2,26 \pm 1,01$  kN, Spadaro *et al.* (1994):  $1,64 \pm 0,98$  kN e Myers (1991, 1993):  $3,39 \pm 0,88$  kN [apud Chiu e Robinovich, 1998]. A imprecisão nas suas medidas foi representada pelo desvio padrão. Estes valores talvez sejam subestimados, pois peças anatômicas ensaiadas eram de cadáveres, em alguns casos de idosos, representando de maneira muito pobre as propriedades de um espécime vivo (não apresenta a

atividade muscular e nem a adaptação fisiológica a aplicação de força). Após esta breve exposição retomaremos a questão das fraturas por *stress*.

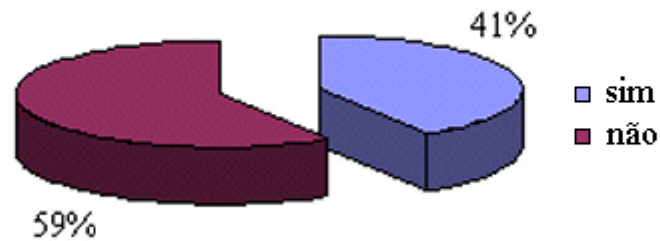
Este processo de fratura por *stress* é causado pelas forças transientes que são transmitidas através do esqueleto [Whittle, 1999]. Fadiga mecânica está definida como o fenômeno de rotura progressiva de materiais sujeitos a ciclos repetidos de tensão e deformação. A falha do osso por fadiga *in vivo* ocorre quando a acumulação das micro-fraturas ósseas causado pela tensão mecânica excede a habilidade óssea de reparar os danos.

Estes processos de fratura por fadiga mecânica são comuns, mas são muito pouco documentados ou simplesmente não são diagnosticados durante o exame clínico e supõe-se que a presença de micro-fraturas no osso acabam por enfraquece-lô [Forwood *et al.*, Schaffler *et al.*, Norman e Wang, *apud* Reilly e Currey, 2000]. Consequentemente as micro-fraturas são a causa das fraturas por *stress*. Pacientes com este tipo de fraturas geralmente apresentam reclamações de dores inclusive sensação dolorosa ao nível ósseo.

Alguns fatores, de origem fisiológica, podem vir a influenciar a fratura por *stress*: Low Bone Mineral Density (BMD): baixa densidade mineral no osso. Antes de iniciar-se um treinamento de alto impacto com um atleta dever-se-ia fazer uma análise desde aspecto físico. Pesquisas mostram que analisar regiões como coluna vertebral (região lombar), quadril ou o pescoço do fêmur dão fortes indícios sobre a propensão à fraturas por *stress*, aliado a isto está o fato de que 66% dos atletas que apresentam este quadro apresentaram anteriormente histórico de fratura [Nattiv *et al. apud* Nelson, 2001]. Este último pode ser um forte indício para prever uma fratura por *stress*. Os dados obtidos da amostra de atletas do Rio Grande do Sul apresentam um percentual de 41%, de acordo com relação a histórico anterior relacionado com fraturas.

Têm-se ainda três outros fatores associados ao surgimento de fraturas por *stress*, e de suma importância. São eles: treinamento pesado (sobrecarga), aumento substancial no treinamento e a idade do atleta. O surgimento desta patologia aumenta com a idade, isto é, o osso mais velho é mais susceptível à fratura por *stress* [Reilly e Currey, 2000]. Estes seriam os principais fatores de risco para o histórico clínico de fraturas por *stress*, com análise de significância positiva em um estudo com atletas realizado por Nelson em 2001. Neste estudo, outros aspectos foram inferidos mas não apresentaram significância estatística, a saber: status hormonal (níveis de hormônios: paratireóide, testosterona, estradiol e progesterona), fatores bioquímicos (níveis de vitamina D e Cálcio, marcadores da saúde óssea), fatores Biomecânicos (flexibilidade, resistência muscular), histórico menstrual (distúrbios), histórico nutricional (dietas e má alimentação), etnia caucasiana, idade do início do treinamento.





**Figura 7.5: Gráfico (percentual) de histórico anterior de lesões ósseas.**

Pode-se citar a ocorrência de fraturas ósseas do ponto de vista mecânico: tensão excessiva e ou material fraco. As tensões podem ser excessivas por diferentes razões dentre as quais: as forças externas atuantes são excessivas, as dimensões das estruturas envolvidas são pequenas, a geometria das forças externas são desfavoráveis e ou frequência excessiva na aplicação da força.

Neste último aspecto o que notou-se foi o fato de não haver um método sistemático de utilização de *makiwara* pois a frequência de utilização, as séries e repetições são escolhidas a esmo pelo praticante. Este fato pode ser facilmente observado por simples inspeção dos dados oriundos do questionário apresentados a seguir:

**Tabela 7.1: Dados sobre a utilização do *makiwara*.**

Atletas questionados	Frequência de utilização do <i>makiwara</i> (por semana)	Séries	Repetições	número total
1	3	1	50	50
2	2	10	20	200
3	7	10	30	300
4	6	2	20	40
5	2	6	10	60
6	3	2	100	200
7	3	4	10	100
8	1	2	10	20
9	2	6	10	60
10	1	1	20	20
11	4	5	20	100
12	4	3	10	30
13	3	5	20	100
14	5	4	10	40
15	5	5	10	50
16	4	1	50	50
17	1	1	50	50

A prática com o *makiwara* poderia vir a acarretar L.E.R/D.O.R.T. termos usados dentre a comunidade da área de saúde. Este é o termo usado para designar um conjunto de problemas de saúde com características similares. Estas distúrbios normalmente incidem sobre os membros

superiores (pescoço, ombros, costas, braços, punhos e mãos) mais especificamente sobre os tecidos moles (músculos, tendões e cartilagens e nervos). Estes tecidos acabam deteriorando-se e até rompem-se por conta da tensão mecânica decorrente do esforço repetitivo.

As lesões de esforço repetitivo mais comuns são: Cisto sinovial, Contratura de Dupuytren, Fibromiosite ou fibrose, Bursite, Síndrome do desfiladeiro torácico, Mialgia tensional, Dedo em gatilho, Síndrome do impacto ou do arco doloroso, Tendinite da cabeça longa do bíceps, Síndrome de Quervain, Síndrome do Canal de Guyon, Tenossinovite, Epicondilite, Síndrome do pronador redondo, Síndrome do Túnel do Carpo e Síndrome da Vibração do segmento mão-braço. Pode-se apontar a própria postura, a temperatura e principalmente a vibração como fatores associados com as lesões de esforços repetitivos.

Os últimos aspectos a serem discutidos aqui serão referentes a absorção de energia vibratória pelo segmento superior e análise de domínio de frequência. Na direção principal da propagação da vibração (direção longitudinal) a absorção de energia vibratória diminui com o aumento da frequência, atingindo um mínimo em 100 Hz. Portanto, em frequências menores, como as encontradas durante a prática aqui descrita, há uma maior absorção de energia. Os danos sofridos pelo sistema mão-braço dependem da energia transmitida pela superfície vibrante (neste trabalho o *makiwara*); no caso numa proporção direta com a energia.

O estudo de Fritz (1991) com modelos biomecânicos discretos, já mostrava o maior risco de lesão aos ossos e músculos durante vibrações de frequência menor. O segundo fator a ser ressaltado é a contração da mão (ponto de entrada da vibração no corpo). Estudo de Burström e Lundström (1994) apontam que quanto maior a contração da mão maior será a absorção de energia vibratória. Observa-se então mais um ponto agravante no uso do *makiwara* pois os praticantes de *Karate Do* necessitam golpeá-lo mantendo uma contração isométrica de flexão dos dedos (mão cerrada) para evitar que os esforços gerados na região do punho lesem a região, tendo então como contraponto o aumento da absorção de energia vibratória em todo o segmento superior.

O último ponto a ser discutido é a posição do cotovelo (ângulo de flexão e extensão). No momento do choque entre a mão e o *makiwara*, o cotovelo está normalmente em extensão total (a amplitude de movimento de flexão e extensão é determinada principalmente pela arquitetura articular e é de aproximadamente 140°). Há uma clara tendência que um aumento do ângulo de extensão produz uma maior absorção de energia vibratória [Burström e Lundström, 1994]. Portanto, a própria posição que o segmento superior encontra-se no momento do choque, acaba por acarretar o desenvolvimento de doenças músculo-esqueléticas.

Outro ponto importante a ser destacado é que as normas internacionais subavaliavam o risco para desenvolvimento de lesões com origem na vibração, como a síndrome da vibração do segmento mão-braço, especialmente para exposições na direção longitudinal do segmento superior na faixa de frequência abaixo de 60 Hz e acima de 200 Hz [Burström e Lundström, 1994].

A análise no domínio da frequência, constatou-se que as frequências fundamentais obtidas foram de 12,5 Hz e 66,25 Hz, com a primeira frequência encontrando-se muito próxima do primeiro modo do modelo de Thomas. De acordo com este modelo, as frequências de ressonância do membro superior são baixas. Também estão muito próximas das simulações feitas no anexo III, com base em dados mais modernos. A partir desta constatação, podemos inferir se a prática com *makiwara* poderia estar excitando estas frequências naturais. Sabe-se que a absorção de energia vibratória no sistema mão-braço é dependente da frequência, nível, direção da vibração, contração da mão e a posição (ângulo de flexão) do cotovelo [Burström e Lundström, 1994].

Esta absorção, segundo estudo de Burström e Lundström (1994) sofre também influência de alguns fatores biológicos (dados antropométricos). Os autores sugerem que biotipos maiores apresentam uma maior dissipação de energia, fato consentâneo com o encontrado neste trabalho e apresentado na Figura 6.9, isto é, a absorção de energia vibratória tem uma proporção direta com a massa. Como as mulheres, em geral, tem massa corporal menor que os homens, isto também explicaria porque elas têm uma menor absorção de energia que os homens. Este último não foi aferido aqui pela falta de atletas do sexo feminino para realizar as aquisições.

Sabe-se também que outros importantes componentes do membro superior, e de todas as articulações do corpo, as cartilagens e os ligamentos tem comportamento viscoelástico. Este fato aliado ao número de ciclos do impacto na utilização do *makiwara* pode vir a lesar permanentemente estas estruturas. Este ponto merece um pouco mais de atenção pois as cartilagens são mais susceptíveis a danos em sua superfície durante cargas impulsivas repetitivas [McCormack e Mansour, 1998].

Sabe-se que a resposta de sistemas elásticos a cargas externas depende da rapidez com que a carga é aplicada. O próprio corpo humano é um sistema biomecânico muito complexo, de extrema sofisticação, e sua sensibilidade à vibração pode depender de vários fatores, tais como postura, tensão muscular, frequência, amplitude e direção da vibração e obviamente da duração da exposição.

Juntamente com todos os fatores negativos apontados nesta seção, estão alguns mais preocupantes. Dois são de suma importância e merecem atenção especial: o acompanhamento

médico dos atletas que praticam as técnicas do *Karate Do* com auxílio do *makiwara* e a idéia que os mesmos tem a respeito do aparato. O primeiro fato mostra que existe uma certa resistência dentre os *karatecas* a visitas médicas. Apesar dos sintomas positivos em relação a dores ou anomalias no o segmento superior, a maioria (82%), não suspendeu a utilização do *makiwara*, mesmo quando da evidência da sua associação com o surgimento de patologias. O outro fator evidenciado leva uma preocupação ainda maior, pois revela que 100% dos atletas entrevistados consideram o aparato como instrumento necessário para melhora na execução da técnica.

Apesar dos traumas decorrentes da prática com o *makiwara* e diversas patologias associadas a ela, todos os atletas questionados são incisivos ao afirmarem a melhoria da efetividade da técnica com o uso do aparelho. Apesar dos itens até aqui abordados no trabalho, referindo-se a questões de ordem técnica, mecânica e patológica, é preciso entender certos aspectos da prática com o *makiwara* que estão contidos na intersubjetividade do universo dos praticantes de *Karate-Do*. Como sabemos, a prática do *Karate-Do* está incorporada em determinados processos rituais que podem ser percebidos todo o instante durante uma aula e que vão além da mesma; estão colocados de maneira liminar na vida do praticante. Então, no que se refere ao uso ou não do instrumento na prática diária da atividade, deve-se relevar a importância do papel simbólico do *makiwara* enquanto elemento incorporado e aceito pela média, para não dizer de quase todos os praticantes de *Karate-Do*. Talvez, o esforço mais sincero deva consistir exatamente nisso: que a contribuição do corrente trabalho sirva de um alerta, de um aviso sobre as conseqüências físicas do uso excessivo do *makiwara*, mas tentando sempre ter em mente a importância psicológica e social do instrumento que seria praticamente impossível de avaliar num trabalho como este.

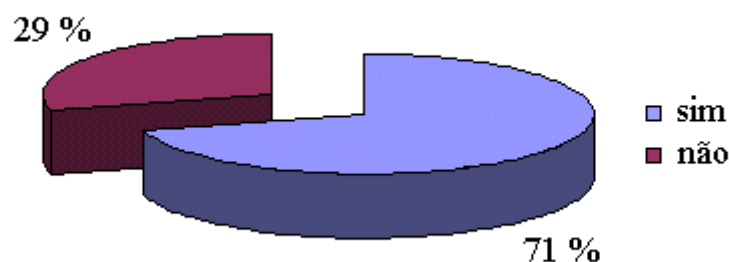
## 8 Conclusões

A primeira contribuição deste trabalho é no sentido de apresentar equações para prever os esforços sofridos pelo segmento superior durante a prática com o *makiwara*. Estas equações, apresentadas no item 6.5, aparecem como ferramentas de auxílio na análise de todos os pontos importantes associados com esta prática desportiva e que aparecem descritas no capítulo anterior. Portanto já se considera que este trabalho dá um passo importante na direção de apresentar limites à prática com *makiwara*. Limites estes relativos aos fenômenos vibratórios envolvidos e também as patologias decorrentes da mesma e já previamente discutidas.

Com base nas equações levantadas através da Análise Dimensional, observa-se que o valor da força gerada no pico do impacto durante a execução da técnica estudada tem um acréscimo substancial dependendo do tempo de treinamento de cada atleta, fato que pode ser observado na Tabela 6.6 e Figura 6.10. Existem, ainda, outros fatores, alguns antropométricos, que influenciam diretamente neste valor, tais como: nível de gordura, percentual de massa muscular, idade, sexo e alguns outros, mas para podermos aferir sobre como eles influem na eficiência da técnica estudada, a melhor solução, é aumentar consideravelmente a amostra e tentar isolar tanto quanto possível as variáveis de interesse. Por exemplo, poderíamos separar uma amostra de atletas com a mesma idade, com dados antropométricos razoavelmente parecidos, mas com tempo de treinamento diferente. A partir daí podemos tirar dados mais conclusivos a respeito da eficácia da técnica, no sentido aqui estudado.

Os valores obtidos para os picos de força de impacto no *makiwara* (Figura 6.8) para cada atleta não são dispares em relação valores encontrados por autores como Nigg, Nakayama, Walker, Wilk, MacNair e Feld. Em geral os valores encontrados por estes autores foram ligeiramente maiores (valores numa faixa de 2900N até 4900N) dos valores aqui obtidos (1500N até 2200N). Isto se deve principalmente ao fato de que os atletas utilizados por estes autores para realizar as aquisições, tinham mais de 20 anos de prática, com graduação de faixa preta 4<sup>o</sup> dan (grau), enquanto neste trabalho utilizou-se de graduação 1<sup>o</sup> dan. Os valores de pico de impacto na região do punho alcançaram um valor elevado e aparentemente errôneo. Mas isto não é verdade, pois deve-se ter em conta que estes valores são devidos à reação da mão com o alvo (*makiwara*) devido a inércia e não a aceleração do segmento como um todo. Ainda sabe-se que estes valores são afetados por dois fatores: o tempo de contato (da ordem de mili-segundos) e a condição de máxima ativação muscular durante a o choque. Pesquisadores como Nigg, encontraram valores de 80 g em situações de impacto mas sem a condição de máxima ativação muscular. Com esta ativação o valor do pico do impacto tende a aumentar consideravelmente.

A análise dos dados oriundos dos formulários apontam para surgimento de várias doenças ocupacionais associadas com a vibração e o esforço repetitivo. Desde a região, da cintura escapular até a mão o segmento superior de diversos *Karatecas* pareceu predisposto a diversas patologias, na verdade 71% (Figura 8.1) dos entrevistados já tiveram alguma anomalia no mesmo.



**Figura 8.1: Gráfico (percentual) da incidência de anomalia no segmento superior.**

Outro fato importante observado foi que a maioria das lesões no segmento superior é localizada na região do punho e mão. Isto está indo de encontro a idéia de que as partes proximais do corpo podem suportar mais força que as partes distais, nos movimentos humanos em geral [Yoshihuku *apud* Yoshihuku, Ikegami e Sakurai, 1994]. Mas é importante lembrar que esta região é o principal ponto de entrada da vibração no corpo durante a prática aqui descrita. Também notou-se que o percentual de lesões diminui no sentido da entrada da vibração no corpo, mas com o aumento dos anos de treinamento nota-se um importante fato: os atletas desenvolveram patologias em todos os elos do segmento superior. Aliado aos efeitos prejudiciais da vibração, está a completa falta de método na utilização do *makiwara*, fato facilmente observado na Tabela 7.1. Esta falta está caracterizada pelo número aleatório na escolha do número de séries, número de repetições e na ausência de um programa de macro e micro ciclo no treinamento da técnica (com utilização do *makiwara*). Alguns fatos preocupam como a sobrecarga ou aumento substancial deste treinamento sem nenhum parâmetro científico. Juntamente com isto estão algumas crenças dentre o público *karateca* sobre utilização do *makiwara*. Estas opiniões já foram apontadas e discutidas no item 7.

Pelo conjunto de fatores apresentados aqui neste trabalho, e alguns já debatidos no item 7, conclui-se que o *makiwara*, da maneira que está se apresentando o presente treinamento, é danoso a saúde do praticante.

## 9 Sugestões de Continuidade

Como este trabalho é em trabalho na área de Biomecânica, há a necessidade de dados mais abrangentes como: coleção maior de dados antropométricos para o homem: dimensões, massa, forma, e estrutura de vários segmentos. Os dados usados neste trabalho foram obtidas por Dempster no ano de 1955 em estudo com sete cadáveres de pessoas comuns e neste trabalho utilizou-se pessoas com padrões atléticos, de aproximadamente 10% de gordura corporal, em média, e 50% da massa composta por massa magra (músculos). Também seria necessário uma coleção de dados sobre propriedades mecânicas do segmento superior em condições normais, dados sobre modelos de falha dos tecidos do segmento estudado pois assim seria mais fácil prever uma possível fratura por *stress* e esforço repetitivo. Precisaria-se de um número maior de observações clínicas sobre lesões e patologias associadas com as tensões normais e cisalhantes e deformações nos tecidos na prática com *makiwara* ou um acompanhamento durante um tempo maior dos atletas envolvidos nesta prática.

Obter-se um modelo analítico melhor que o aqui apresentado para simular o segmento superior sujeito a impacto aparece como um importante trabalho de continuidade a este. Isto parece um ponto a ser mais bem trabalhado pois apesar de modelos simples, utilizando apenas amortecedores, molas e massas estarem sendo utilizados para simular o segmento superior sujeito a vibração, estes modelos consideram os segmentos apenas como corpos rígidos [Liu e Nigg, 2000]. Um modelo do corpo humano utilizando segmentos rígidos é justificado somente para estudar-se casos de movimentos quase estáticos e é particularmente inapropriado para simulação numérica quando analisa-se situações de impacto Denoth *et al.* (1984), Gruber *et al.*(1987), Cole (1995) [*apud* Liu e Nigg, 2000]. Como já detalhado no item 4.1 deste trabalho, o corpo humano corresponde a um sistema mecânico de massas rígidas (ossos) e não-rígidos (músculos e outros tecidos leves), que são conectados uns aos outros através de elementos elásticos e viscosos [Liu e Nigg, 2000]. Portanto a utilização de um modelo mais acurado para simular o segmento superior seria necessária.

Tal modelo já foi mencionado previamente em alguns trabalhos, mas foi implementado primeiramente por Gruber *et al.*(1987), seu modelo é batizado pelo nome de *wobbling mass model*. A implementação de tal modelo para o caso estudado neste trabalho ajudaria de sobremaneira os resultados auxiliando na aquisição de dados mais precisos oriundos de simulação e seguindo uma tendência mundial da utilização destes modelos. Um provável modelo para simulação é mostrado na Figura 9.1.

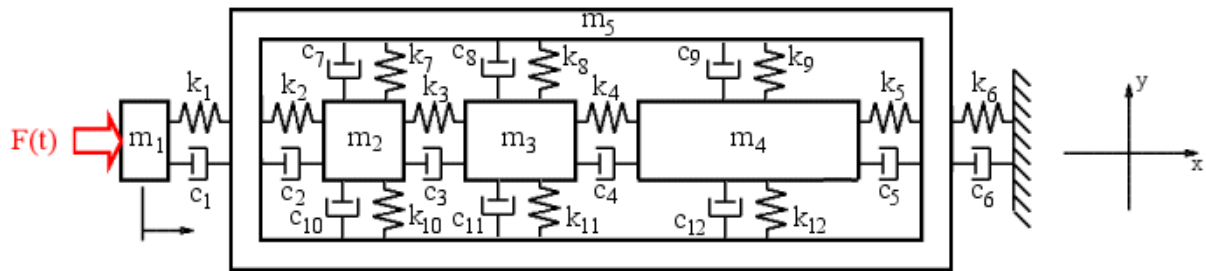


Figura 9.1: Exemplo de *woobling mass model* para o segmento superior.

O modelo acima apresenta a massa óssea e a massa magra (músculos, tendões e ligamentos) discretizadas separadamente com um número maior de graus de liberdade que a maioria dos modelos utilizados, e também maior do que o modelo simulado neste trabalho. Entre as principais vantagens deste modelo está o fato de tratar a massa óssea e massa magra como massas distintas.

Possivelmente um modelo melhor seria obtido a partir de um modelo de Mecânica dos Sólidos contínuo, através de um mapeamento do segmento superior com técnica de ressonância magnética, para obter uma matriz constitutiva para o mesmo e resolvendo este sistema pelo método de elementos finitos. A dificuldade maior na utilização deste modelo encontra-se na determinação das constantes de mola e amortecimento viscoso que pode tornar-se algo muito complicado e com vários obstáculos experimentais.

As divergências encontradas por alguns autores, já apresentadas no item 7, remetem a mais uma direção de continuidade deste trabalho. Um estudo de ordem médica utilizando-se de diagnósticos modernos através de imagens computadorizadas (como exemplo: ressonância magnética nuclear ou mesmo raios X) para análise da região da mão nos atletas que utilizam *makiwara*. Este estudo serviria para estimar os danos na região da mão em decorrência do uso continuado do *makiwara*. Além disto, poderia corroborar algumas idéias apresentadas ou corrigir alguns eventuais enganos em estudos anteriores como os estudos conduzidos por Crosby, Larose e Sik. Estes estudos são conclusivos no que se proporam, mas talvez não apontem a direção correta nos suas respectivas conclusões pois os atletas analisados não faziam uso freqüente do *makiwara*.



## 10 Referências Bibliográficas

- Andreoli, A., Monteleone, M., Van Loan, M., Promenzio, L., Tarantino, U., De Lorenzo, A., 2001. **“Effects of different sports on bone density and muscle mass in highly trained athletes”**. *Medicine an Science in Sports and Exercise*, pp 507-511.
- Arend, C.F., Duarte, T.P., 1996. **“Princípios de Anatomia Humana”**, CI Editora, Porto Alegre.
- Balbinot,A., 2001.”**Caracterização dos níveis de vibração em motoristas de ônibus: um enfoque no conforto e na saúde”**, Tese de Doutorado, PROMEC-UFRGS.
- Blum, H., 1977. **“Physics and the art of kicking and punching”**. *American Journal of Physics*, pp 61-64.
- Burstrom, L., Lundstrom,R., 1994. **“Absorption of Vibration Energy in the Human Hand and Arm”**. *Ergonomics*, pp 879-890.
- Carneiro, F.L., 1993. **“Análise Dimensional e Teoria da Semelhança e dos Modelos Físicos”**, Editora UFRJ, Rio de Janeiro.
- Caten, C.S., Ribeiro, J.L.D., 1996. **“Curso de Extensão em Ergonomia: Estatística na Ergonomia”**, Programa de Pós-graduação em Engenharia de Produção UFRGS, Porto Alegre.
- Chaffin, D.B., Anderson G.B., 1991. **”Occupational Biomechanics”**, Wiley-Interscience, New York.
- Chiu, J., Robinovitch, S.N., 1998. **“Prediction of upper extremity impact forces during falls on the outstretched hand”**. *Journal of Biomechanics*, pp 1169-1176.
- Dimarogonas, A., 1996. **“Vibration for Engineers”**, Prentice Hall, Upper Saddler River, New Jersey.
- Evans, F.G., 1973. **“Mechanical Properties of Bone”**, Springfield, Illinois, USA.
- Fonseca, A.G., 1998. **“Lesões por Esforço Repetitivo”**. *Revista Brasileira de Medicina*. Jun; 1998.
- Fritz, M., 1991. **”An Improved Biomechanical Model for Simulating the Strain of the Hand-Arm System under Vibration Stress”**. *Journal of Biomechanics*, pp 1165-1171.
- Funakoshi, G., 1953. **“Karate Do: My way of life”**, Kodansha International, Tokyo, Japão.

- Garbi, G.G., 1997. **“O Romance das Equações Algébricas”**, Makron Books, São Paulo.
- Halloran, L., 1998. **“Bilateral epicondylitis in a *Karate* instructor”**, **Orthopaedic Nursing, National Association of Orthopaedic Nurses**, vol. 17, issue 5, pp 28-30.
- Jahn, R., Hesse, M., 1986. **“Applications of hand-arm models in the investigation of the interaction between man and machine”**. **Scandinavian Journal Environment Health**, pp 343-346.
- Liu, W., Nigg, B.M., 2000. **“A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during the running”**. **Journal of Biomechanics**, vol 33, pp 219-224.
- Loureda, A., Fernandez L., 1989. **“*Karate*”**. **Archivos de Medicina del Deporte**, pp 85-87.
- Loureda, A., Melian, C., Martin, V., Salas, D.C., 1989. **“Las lesiones carpometacarpianas en *Karate*”**. **Archivos de Medicina del Deporte**, pp 17-19.
- Marcombo, 1983. **“Transductores y medidores electrónicos”**.
- McCormack, T., Mansour, J.M., 1998. **“Reduction in tensile strength of cartilage precedes surface damage under repeated compressive loading *in vitro*”**, **Journal of Biomechanics**, vol 31, pp 55-61.
- Miller, D.I., Nelson, R.C., 1973. **“Biomechanics of Sport”**, Philadelphia, USA.
- Montenegro, P.D., 1998. **“Análise do Impacto Imposto ao sistema Mão/Punho utilizando diferentes martelos na simulação de atividades cotidianas”**, Dissertação de Mestrado, PROMEC-UFRGS.
- Muller, L.P., Rudig, L.; Kreitner, K.F., Degreif, J., 1996. **“Hypothenar hammer syndrome in sports”**, **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA**, vol.4, issue 3, pp 167-170.
- Nahun, A.M., Melvin, J., 1985. **“The Biomechanics of Trauma”**, Appleton Century Crofts, Connecticut.
- Nakayama, M., 1966. **“Dynamic *Karate*”**, Kodansha International, Tokyo, Japão.

Nakayama, M., 1977. “ **Best Karate I – Comprehensive**”, Kodansha International, Tokyo, Japão.

Nakayama, M., 1978. “**Best Karate, Fundamentals**”, Kodansha International, Tokyo, Japão.

Nelson, C., 2001. “**Which athletes are most at risk for stress fractures**”. **Sports Medicine Digest**, pp 1-5.

Netter, F.H., 1999. “**Atlas interativo de Anatomia Humana**”, Novartis Medical Education.

Nigg, B.M., Herzog, W., 1994. “**Biomechanics of the Musculo-Skeletal System**”, University of Calgary, Alberta, Canadá.

Rakheja, S., Wu, J.Z., Dong, R.G., Schopper, A.W., 2002. “**A comparison of byodynamic models of the human hand-arm system for applications to hand-held power tools**”, **Journal of Sound and Vibration**, vol. 249, pp 55-82.

Rasch, P.J., 1989. “**Cinesiologia e Anatomia Aplicada**”, Editora Guanabara, Rio De Janeiro.

Reilly, G.C., Currey, J.D., 1999. “**The effects of damage and microcracking on the impact strength of bone**”. **Journal of Biomechanics**, pp 337-343.

Reynolds, D.D., Keith, R.H., 1977. “**Hand-arm vibration, part I: analytical model of the vibration response characteristics hand of the hand**”. **Journal of Sound and Vibration**, pp 237-282.

Rowan L.J., 1998. “**Hand ischemia in active patients: detecting and treating hypothenar hammer syndrome**”. **The Physician and Sports Medicine**, vol 26 no 1.

Sá, M.A.L., 1982. “**O Poder do Karate em sessenta exercícios**”, Ediouro, Brasil.

Seto, W.W., 1964. “**Theory and Problems of Mechanical Vibrations**”, MacGraw Hill do Brasil, Rio de Janeiro.

Tahan, M., 1965. “**O homem que calculava**”, Editora Record, Rio de Janeiro, Brasil.

Vayssairat, M., Priollet, P., Capron, L., Hagege, A., Housset, E., 1984. “**Does Karate injure blood vessels of the hand**”. **The Lancet** pp 529.

Wakeling, J.M., Nigg, B.M., 2001. **"Soft-tissue vibrations in the quadriceps measured with skin mounted transducers"**, *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp 539-543.

Walker, J.D., 1975. **"Karate strikes"**. *American Journal of Physics*, pp 845-849.

Wasserman, D., 1990. **"Vibration: Principles, Measurements, and Health Standards"**. *Seminars in Perinatology*, pp 311-321.

Whittle, M.W., 1999. **"Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review"**. *Gait and Posture*, pp 264-275.

Wilk, S.R., Feld, M.S., MacNair, R.E., Wilk, S.R., 1982. **"The Physics of Karate"**. *American Journal of Physics*, pp 783-790.

Yoshihuku, Y., Ikegami, Y., Sakurai, S., 1994. **"Energy Flow from the Trunk to the Upper Limb in Tsuki Motion of Top-class Players of the Martial Arts Shorinji Kempo"**.

## I Dados adquiridos para calibração das células de carga

Tabela I.1: Calibração da célula de carga de 5000 N.

Valores da Máquina de Tração(Kgf)	Medida (V)*			Média(V)*
	1	2	3	
50	0,38	0,38	0,38	0,38
60	0,46	0,45	0,46	0,46
70	0,53	0,53	0,53	0,53
80	0,61	0,61	0,61	0,61
90	0,69	0,69	0,69	0,69
100	0,78	0,78	0,77	0,77
110	0,85	0,85	0,85	0,85
120	0,94	0,93	0,93	0,93
130	1,01	1,01	1,01	1,01
140	1,10	1,10	1,09	1,09
150	1,17	1,17	1,17	1,17
160	1,26	1,25	1,25	1,25
170	1,34	1,33	1,33	1,33
180	1,42	1,42	1,41	1,42
190	1,50	1,50	1,50	1,50
200	1,58	1,58	1,58	1,58

\*(leitura $\pm$ 0,5mV)

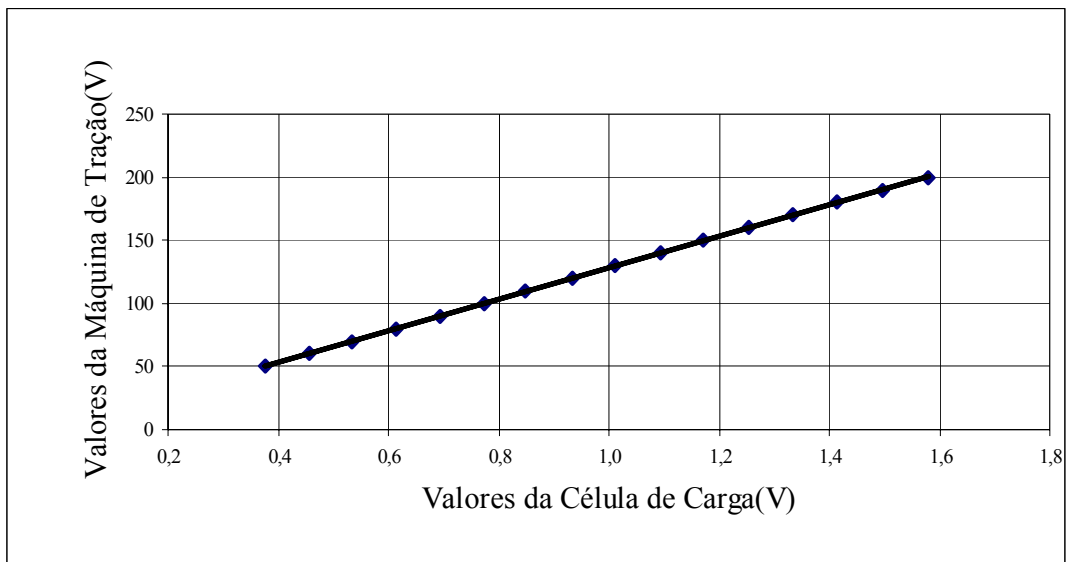


Figura I.1: Curva de Calibração da Célula de Carga.

Equação:  $y(x) = 124,76x + 3,48$

Número de pontos utilizados: 16

Coefficiente de determinação:  $r^2 = 1$

Dados referentes a calibração da Célula de carga do *makiwara*, utilizando-se a seguinte notação:

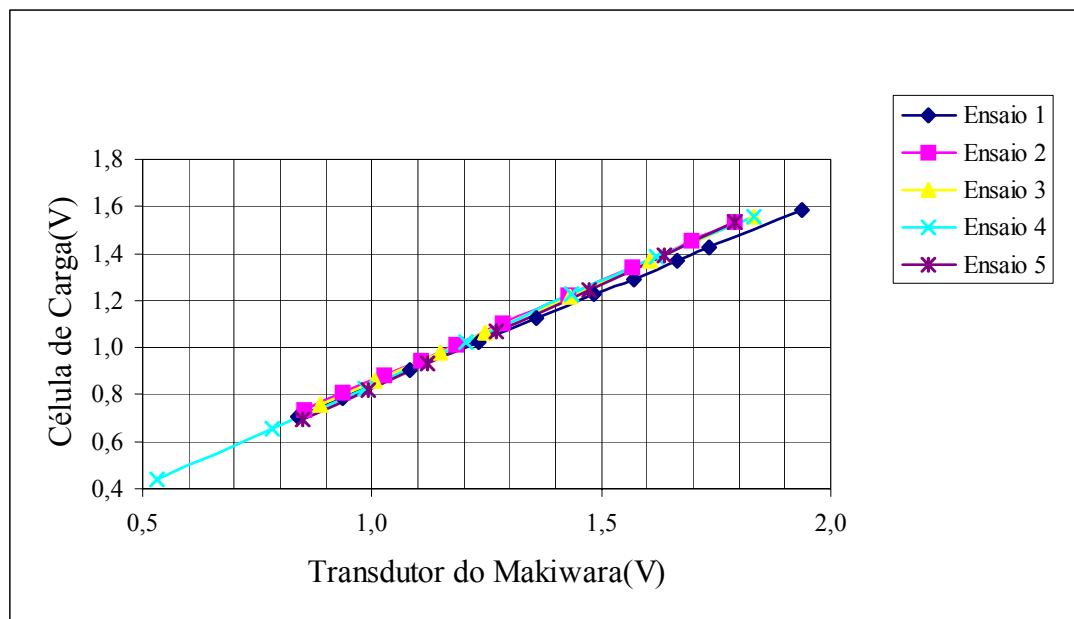
**TM:** Valor obtido da célula de carga do *makiwara*

**CC:** valor obtido da Célula de carga posta em série com o aparato.

**Tabela I.2: Calibração da célula de carga do *makiwara*.**

Ensaio 1*		Ensaio 2*		Ensaio 3*		Ensaio 4*		Ensaio 5*	
CC(V)	TM(V)	CC(V)	TM(V)	CC(V)	TM(V)	CC(V)	TM(V)	CC(V)	TM(V)
0,71	0,84	0,73	0,85	0,76	0,89	0,44	0,53	0,69	0,85
0,78	0,94	0,80	0,94	0,86	1,01	0,65	0,78	0,82	0,99
0,91	1,08	0,88	1,03	0,98	1,15	0,83	0,98	0,93	1,12
1,03	1,23	0,94	1,11	1,06	1,25	1,02	1,21	1,07	1,27
1,13	1,36	1,01	1,18	1,22	1,43	1,23	1,44	1,24	1,47
1,23	1,49	1,10	1,29	1,37	1,61	1,39	1,62	1,39	1,64
1,29	1,57	1,22	1,43	1,56	1,83	1,56	1,83	1,54	1,79
1,37	1,67	1,34	1,57						
1,42	1,74	1,45	1,70						
1,58	1,94	1,53	1,79						

\*(leitura $\pm$ 0,5mV)



**Figura I.2: Curva de Calibração da Célula de Carga do *makiwara*.**

Equações:

$$\textit{ensaio1} : y(x) = 0,80x + 0,04$$

$$\textit{ensaio2} : y(x) = 0,86x + 0,00$$

$$\textit{ensaio3} : y(x) = 0,85x + 0,01$$

$$\textit{ensaio4} : y(x) = 0,87x - 0,02$$

$$\textit{ensaio5} : y(x) = 0,89x - 0,07$$

Número de pontos utilizados:

Ensaio 1: 10 pontos

Ensaio 2: 10 pontos

Ensaio 3: 7 pontos

Ensaio 4: 7 pontos

Ensaio 5: 7 pontos

Coefficiente de Determinação:

Ensaio 1:  $r^2 = 9,99 \times 10^{-2}$

Ensaio 2:  $r^2 = 9,99 \times 10^{-2}$

Ensaio 3:  $r^2 = 9,99 \times 10^{-2}$

Ensaio 4:  $r^2 = 9,99 \times 10^{-2}$

Ensaio 5:  $r^2 = 9,99 \times 10^{-2}$

Média coeficiente angular:  $0,85 \pm 3,58 \times 10^{-2}$

Média parâmetro linear:  $-0,0039 \pm 4,18 \times 10^{-2}$

Equação:

$$y(x) = 0,85x - 3,9 \times 10^{-2}$$

Tabela I.3: Valores do acelerômetro da região da escápula(100mV/g).

Atleta	Série	Pico do Impacto(V)	Aceleração(g)	Valor Médio e desvio padrão(g)
1	1	0,67	6,71	6,08±0,66
	2	0,64	6,45	
	3	0,62	6,25	
	4	0,50	5,01	
	5	0,60	6,01	
2	1	0,76	7,59	6,36±1,72
	2	0,52	5,22	
	3	0,87	8,67	
	4	0,45	4,52	
	5	0,58	5,79	
3	1	0,35	3,52	4,59±1,02
	2	0,42	4,22	
	3	0,39	3,93	
	4	0,60	5,96	
	5	0,53	5,35	
4	1	0,52	5,18	5,42±0,36
	2	0,51	5,10	
	3	0,60	6,01	
	4	0,53	5,30	
	5	0,55	5,50	
5	1	1,21	12,11	12,03±3,03
	2	0,76	7,64	
	3	1,10	11,03	
	4	1,58	15,77	
	5	1,36	13,58	
6	1	0,80	7,98	10,13±3,05
	2	1,48	14,79	
	3	0,92	9,23	
	4	0,72	7,23	
	5	1,14	11,43	
7	1	0,71	7,08	7,25±1,27
	2	0,74	7,45	
	3	0,81	8,06	
	4	0,85	8,47	
	5	0,52	5,20	
8	1	0,50	4,96	6,02±1,56
	2	0,44	4,39	
	3	0,54	5,40	
	4	0,79	7,86	
	5	0,75	7,49	



Tabela I.4: Dados do acelerômetro da região do punho(20mV/g).

Atleta	Série	Pico do Impacto(V)	Aceleração(g)	Valor Médio e desvio padrão(g)
1	1	3,44	171,98	195,56±27,40
	2	3,30	165,16	
	3	4,49	224,61	
	4	3,89	194,46	
	5	4,43	221,58	
2	1	2,93	146,36	139,00±15,17
	2	2,82	141,23	
	3	2,34	116,81	
	4	2,67	133,28	
	5	3,15	157,33	
3	1	2,32	116,10	111,65±9,50
	2	2,47	123,43	
	3	2,30	114,98	
	4	2,03	101,70	
	5	2,04	102,05	
4	1	2,19	109,40	144,20±23,67
	2	2,81	140,28	
	3	3,11	155,66	
	4	2,84	141,85	
	5	3,48	173,83	
5	1	3,13	156,63	169,58±27,12
	2	3,79	189,33	
	3	2,70	135,00	
	4	4,07	203,50	
	5	3,27	163,46	
6	1	1,84	91,78	122,68±23,15
	2	2,08	103,88	
	3	2,73	136,58	
	4	2,83	141,38	
	5	2,80	139,78	
7	1	2,16	108,04	118,83±8,17
	2	2,41	120,38	
	3	2,27	113,54	
	4	2,47	123,40	
	5	2,58	128,79	
8	1	2,64	132,06	134,41±1,99
	2	2,67	133,43	
	3	2,68	134,03	
	4	2,75	137,33	
	5	2,70	135,18	

Tabela I.5: Dados da célula de carga do *makiwara*.

Atleta	Série	Pico do Impacto(V)	Força(kgf)	Força(N)	Valor Médio e desvio padrão(N)
1	1	1,56	168,60	1653,96	1637,69±123,81
	2	1,55	167,22	1640,42	
	3	1,67	180,21	1767,91	
	4	1,35	146,25	1434,73	
	5	1,60	172,42	1691,44	
2	1	1,74	187,50	1839,42	1716,80±240,60
	2	1,81	194,98	1912,76	
	3	1,23	133,62	1310,82	
	4	1,73	186,48	1829,34	
	5	1,60	172,44	1691,66	
3	1	1,71	184,35	1808,51	1841,60±72,83
	2	1,82	196,24	1925,13	
	3	1,81	195,23	1915,18	
	4	1,68	180,96	1775,2	
	5	1,69	181,85	1783,99	
4	1	1,67	180,53	1771,03	1567,44±164,74
	2	1,46	157,97	1549,72	
	3	1,30	140,84	1381,62	
	4	1,60	172,73	1694,44	
	5	1,36	146,83	1440,39	
5	1	1,44	155,90	1529,36	1825,08±279,56
	2	1,90	204,83	2009,34	
	3	1,59	171,69	1684,28	
	4	2,10	225,83	2215,38	
	5	1,59	171,97	1687,03	
6	1	2,03	218,85	2146,9	1996,44±185,59
	2	2,00	215,77	2116,71	
	3	1,96	210,78	2067,77	
	4	1,86	199,96	1961,57	
	5	1,59	172,20	1689,24	
7	1	1,70	183,80	1803,07	1692,85±80,75
	2	1,49	161,30	1582,37	
	3	1,57	169,13	1659,16	
	4	1,62	174,57	1712,48	
	5	1,61	174,02	1707,18	
8	1	2,19	235,94	2314,53	2218,19±71,93
	2	2,10	225,81	2215,16	
	3	2,14	229,95	2255,77	
	4	2,07	222,16	2179,4	
	5	2,01	216,73	2126,08	

## II Comparação de vários grupos: Análise de Variância

Os dados, quando da comparação de várias médias, são agrupados conforme a tabela a seguir:

**Tabela II.1: Tabulação dos dados para análise de variância**

Grupo ou Tratamento	Observações			
1	$Y_{11}$	$Y_{12}$	...	$Y_{1n}$
2	$Y_{21}$	$Y_{22}$	...	$Y_{2n}$
:	:	:	...	:
:	:	:	...	:
:	:	:	...	:
k	$Y_{k1}$	$Y_{k2}$	...	$Y_{kn}$

A representação dos dados pode ser feita através do seguinte modelo aditivo:

$$Y_{ij} = \mu + \tau_i + \varepsilon_{ij} \quad (\text{II.1})$$

$$i=1,2,\dots,k$$

$$j=1,2,\dots,n$$

onde:

$\mu$ : representa a média geral de todas as observações;

$\tau_i$ : é o efeito do tratamento  $i$ ;

$\varepsilon_{ijk}$ : é o erro aleatório;

$y_{ijk}$ : é a observação  $j$  medida no tratamento  $i$ .

A análise de variância se baseia na decomposição da variabilidade total. Mais especificamente, os desvios das observações individuais em relação a média global podem ser escritas como:

$$(Y_{ij} - \bar{Y}_{..}) = (\bar{Y}_i - \bar{Y}_{..}) + (Y_{ij} - \bar{Y}_i) \quad (\text{II.2})$$

Onde o primeiro termo a direita representa o desvio da média do tratamento  $i$  em relação à média global e o segundo termo a direita representa o desvio da observação individual em relação a média do tratamento correspondente. Elevando-se a expressão (II.2) ao quadrado e efetuando-se o somatório, resulta:

$$\sum_{i,j} (Y_{ij} - \bar{Y})^2 = \sum_i n_i (\bar{Y}_i - \bar{Y})^2 + \sum_{ij} (Y_{ij} - \bar{Y}_i)^2 \quad (\text{II.3})$$

Onde facilmente pode-se demonstrar que:  $\sum (Y_i - \bar{Y})(Y_{ij} - \bar{Y}_i) = 0$

Da equação (II.3) identifica-se as somas quadradas na expressão  $SQT = SQG + SQR$

Onde:

SQT: é o somatório total dos quadrados das observações do experimento;

SQG: é o somatório dos quadrados das observações dos grupos;

SQR: é o somatório dos quadrados dos resíduos, devido exclusivamente ao erro aleatório, medido dentro dos grupos;

A partir da equação (II.3) observa-se que a soma quadrada os resíduos dividida pelos seus graus de liberdade fornecerá uma estimativa da variância dentro dos grupos:

$$\frac{SQR}{N-k} = \frac{\sum_{i,j} (Y_{ij} - \bar{Y}_i)^2}{N-k} = \sigma^2 \quad (\text{II.4})$$

Da mesma forma, *se não houver efeito dos grupos*, a divisão da **SQG** pelos seus respectivos graus de liberdade fornecerá uma estimativa da variância dentro dos grupos:

$$\frac{SQG}{k-1} = n \left[ \frac{\sum (\bar{Y}_i - \bar{Y})^2}{k-1} \right] = n \left( \frac{\sigma^2}{n} \right) = \sigma^2 \quad (\text{II.5})$$

As grandezas apresentadas acima são chamadas de médias quadradas, analiticamente:

$$MQG = \frac{SQG}{(k-1)}$$

$$MQR = \frac{SQR}{(N-k)}$$

Onde:

MQG: é a média quadrada dos grupos;

MQR: é a média quadrada dos resíduos;

Observa-se que para as somas quadradas vale as propriedades abaixo:

$$SQT = SQG + SQR$$

$$N - 1 = (k - 1) + (N - k)$$

Onde N é o total de observações.

Mas o mesmo não vale para as médias quadradas, ou seja,  $MQT \neq MQG + MQR$ . Observe também que *médias quadradas* é simplesmente uma outra denominação para *variância*.

Os cálculos associados à análise de variância são apresentados em uma tabela chamada de *tabela de análise de variância* ou *tabela ANOVA*, representada abaixo:

**Tabela II.2: Tabela ANOVA**

Fonte de Variação	SQ	GDL	MQ	Teste F
Entre grupos	SQG	k-1	MQG	MQG/MQR
Dentro grupos	SQR	N-k	MQR	
Total	SQT	N-1		

O formulário para obtenção da tabela de análise de variância (ANOVA) é dado a seguir:

$$TC = \frac{(T_{..})^2}{N} \quad (\text{II.6})$$

$$SQT = \sum(Y_{ij}^2) - TC \quad (\text{II.7})$$

$$SQG = \sum\left(\frac{T_i^2}{n_i}\right) - TC \quad (\text{II.8})$$

$$SQR = \sum(Y_{ij}^2) - \sum\left(\frac{T_i^2}{n_i}\right) = SQT - SQG \quad (\text{II.9})$$

Onde:

**TC:** é o termo de correção;

**T<sub>i</sub>.** é a soma de todas as observações no grupo i.

**T<sub>..</sub>:** é a soma de todas as T<sub>i</sub>.

Para testar a hipótese  $\mu_1=\mu_2=\dots=\mu_k$  referente ao efeito dos grupos utiliza-se a distribuição F, notada:

$$F = \frac{MQG}{MQR} \quad (\text{II.10})$$

Este é o modelo adequado para a distribuição do quociente de duas variâncias. A partir das equações (II.4) e (II.5) verifica-se que, *se não há efeito dos grupos*, esse quociente deve ser próximo de 1 (um). Caso contrário, *se há efeito dos grupos*, esse quociente será significativamente maior que 1 (um). O limite de decisão é estabelecido usando os valores tabelados da distribuição F usando-se sempre  $F_{\alpha,k-1,N-k}$ . A hipótese será rejeitada sempre que F calculado for maior que o valor tabelado. Havendo diferenças significativas entre os grupos, então haverá um interesse em identificar quais as médias diferem entre si. Para tanto basta proceder da seguinte maneira: calcular o desvio padrão das médias através da seguinte expressão:

$$S = \sqrt{\frac{MQR}{n_c}} \quad (\text{II.11})$$

$$\text{Onde: } n_c = \frac{(n_1 + n_2 + \dots + n_k)}{k}$$

Após isto calcula-se o limite de decisão através da próxima expressão:

$$L_d = 3S \quad (\text{II.12})$$

Ordena-se as médias em ordem crescente ou decrescente e compara-se duas a duas. A diferença será significativa se a mesma for maior que o limite de decisão.

A seguir apresenta-se as tabelas para Análise de Variância deste experimento:

**Tabela II.3: Valores obtidos da Tabela I.3 (escápula).**

Atleta	$T_i$	$n_i$	$\overline{Y}_i$
1	30,42	5	6,08
2	31,79	5	6,36
3	22,97	5	4,59
4	27,08	5	5,42
5	60,13	5	12,03
6	50,66	5	10,13
7	36,25	5	7,25
8	30,10	5	6,02
$T_{..} = 289,41$		$N=40$	$\overline{Y}_i = 57,88$

**Tabela II.4: Valores obtidos da Tabela I.4 (punho).**

Atleta	$T_i$	$n_i$	$\overline{Y}_i$
1	977,78	5	195,56
2	695,01	5	139,00
3	558,26	5	111,65
4	721,01	5	144,20
5	847,91	5	169,58
6	613,39	5	122,68
7	594,15	5	118,83
8	672,04	5	134,41
$T_{..} = 5679,55$		$N=40$	$\overline{Y}_i = 1135,91$

**Tabela II.5: Valores obtidos da Tabela I.5 (makiwara).**

Atleta	$T_i$	$n_i$	$\overline{Y}_i$
1	8188,46	5	1637,69
2	8583,99	5	1716,80
3	9208,00	5	1841,60
4	7837,21	5	1567,44
5	9125,39	5	1825,08
6	9982,19	5	1996,44
7	8464,27	5	1692,85
8	11090,94	5	2218,19
$T_{..} = 72480,44$		$N=40$	$\overline{Y}_i = 14496,09$

### III Modelo Biomecânico de Quatro Graus de Liberdade

O uso de modelos biomecânicos discretos para simular o corpo humano, ou mesmo apenas algum segmento deste, está de acordo com diversos estudos como o de Griffin (1990), Fritz (1991) e Chaffin *et al.* (1999), concluindo que o corpo humano pode ser considerado como um sistema biomecânico dinâmico, podendo ser modelado como um sistema linear somente para oscilações senoidais. Porém, do ponto de vista das vibrações no corpo humano as frequências na faixa de 2 a 30 Hz são as mais interessantes e na faixa de frequência do estudo aqui dirigido. Então, nesta região, segundo Chaffin *et al.* (1999) o corpo humano pode ser aproximado como um sistema massa-mola-amortecedor. Além disto, pesquisadores como Chiu e Robinovitch (1998) utilizaram modelos discretos, para simular impacto sobre o segmento superior, com excelentes resultados. Então pressupõe-se que a simulação através de um modelo discreto é uma boa ferramenta para analisar-se a vibração imposta ao segmento superior durante a execução de *gyaku tsuki* em *makiwara*. Apresenta-se a seguir um modelo para análise e solução clássica (Figura III.1).

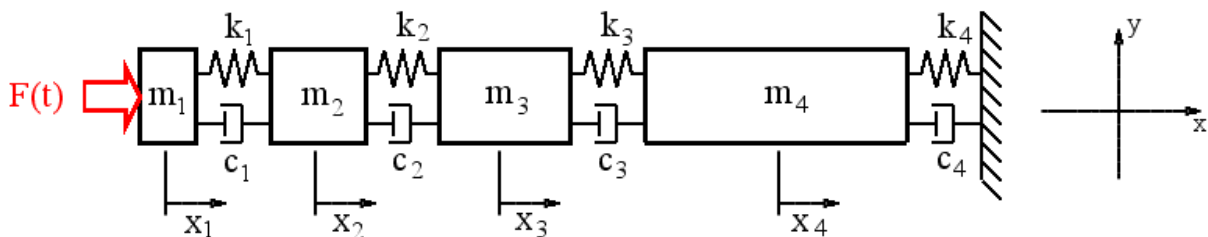


Figura III.1: Modelo Biomecânico unidirecional de quatro graus de liberdade.

Resolvendo este sistema pelo formalismo Newtoniano:

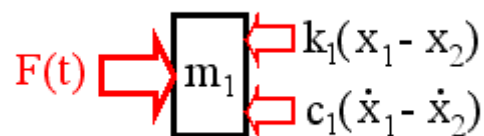


Figura III.2: Forças atuantes sobre massa 1 (direção x).

Da Segunda Lei de Newton obtêm-se:

$$m_1 \ddot{x}_1 + k_1 (x_1 - x_2) + c_1 (\dot{x}_1 - \dot{x}_2) = F(t) \quad (\text{II.13})$$



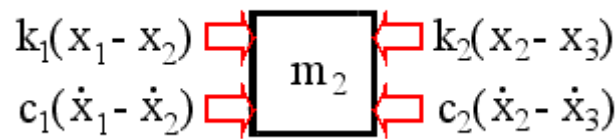


Figura III.3: Forças atuantes sobre massa 2 (direção x).

Da Segunda Lei de Newton obtêm-se:

$$\begin{aligned}
 m_2 \ddot{x}_2 &= k_1(x_1 - x_2) + c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) - k_2(x_2 - x_3) - c_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) \\
 m_2 \ddot{x}_2 - c_1 \dot{x}_1 + (c_1 + c_2) \dot{x}_2 - c_2 \dot{x}_3 - k_1 x_1 + (k_1 + k_2) x_2 - k_2 x_3 &= 0
 \end{aligned} \tag{II.14}$$

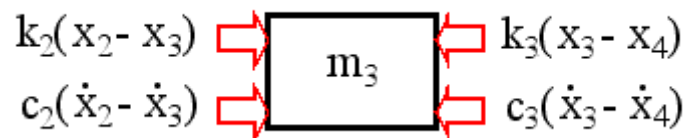


Figura III.4: Forças atuantes sobre massa 3 (direção x).

Da Segunda Lei de Newton obtêm-se:

$$\begin{aligned}
 m_3 \ddot{x}_3 &= k_2(x_2 - x_3) + c_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) - k_3(x_3 - x_4) - c_3(\dot{x}_3 - \dot{x}_4) \\
 m_3 \ddot{x}_3 - c_2 \dot{x}_2 + (c_2 + c_3) \dot{x}_3 - c_3 \dot{x}_4 - k_2 x_2 + (k_2 + k_3) x_3 - k_3 x_4 &= 0
 \end{aligned} \tag{II.15}$$

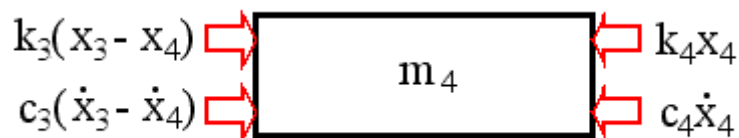


Figura III.5: Forças atuantes sobre massa 4 (direção x).

Da Segunda Lei de Newton obtêm-se:

$$\begin{aligned}
 m_4 \ddot{x}_4 &= k_3(x_3 - x_4) + c_3(\dot{x}_3 - \dot{x}_4) - k_4 x_4 - c_4 \dot{x}_4 \\
 m_4 \ddot{x}_4 - c_3 \dot{x}_3 + (c_3 + c_4) \dot{x}_4 - k_3 x_3 + (k_3 + k_4) x_4 &= 0
 \end{aligned} \tag{II.16}$$

O conjunto de equações que descrevem o sistema da Figura III.1, é representado acima pelas expressões (II.13), (II.14), (II.15), (II.16)

Como maneira de conferir o conjunto de equações obtido pelo formalismo Newtoniano, resolve-se o mesmo problema pelo formalismo Lagrangiano:

Energia Cinética Total do Sistema:

$$T = \frac{1}{2} m_1 \dot{x}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 \dot{x}_2^2 + \frac{1}{2} m_3 \dot{x}_3^2 + \frac{1}{2} m_4 \dot{x}_4^2 \quad (\text{II.17})$$

Energia Potencial Total do Sistema:

$$U = \frac{1}{2} k_1 (x_1 - x_2)^2 + \frac{1}{2} k_2 (x_2 - x_3)^2 + \frac{1}{2} k_3 (x_3 - x_4)^2 + \frac{1}{2} k_4 x_4^2 \quad (\text{II.18})$$

Energia Potencial devido ao Amortecimento do Sistema:

$$D = \frac{1}{2} c_1 (\dot{x}_1 - \dot{x}_2)^2 + \frac{1}{2} c_2 (\dot{x}_2 - \dot{x}_3)^2 + \frac{1}{2} c_3 (\dot{x}_3 - \dot{x}_4)^2 + \frac{1}{2} c_4 \dot{x}_4^2 \quad (\text{II.19})$$

A equação de Euler-Lagrange para resolução do problema representado na Figura III.1 tem a forma:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial}{\partial \dot{q}_i} L - \frac{\partial}{\partial q_i} L + \frac{\partial}{\partial \dot{q}_i} D = Q_i \quad (\text{II.20})$$

Onde  $q_i$ : coordenada generalizada da  $i$ -ésima partícula;

$Q_i$ : força externa sobre a  $i$ -ésima partícula.

Onde o operador Lagrangiano, representado pela letra  $L$ , é definido como:

$$L = T - U \quad (\text{II.21})$$

Logo a expressão (II.20) torna-se:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial}{\partial \dot{q}_i} (T - U) - \frac{\partial}{\partial q_i} (T - U) + \frac{\partial}{\partial \dot{q}_i} D = Q_i \quad (\text{II.22})$$

Sabe-se que:

$$\begin{aligned} T &= T(\dot{q}_i, t) \\ U &= U(q_i, t) \end{aligned} \quad (\text{II.23})$$

Portanto a equação (II.22) torna-se:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial}{\partial \dot{q}_i} T + \frac{\partial}{\partial q_i} U + \frac{\partial}{\partial \dot{q}_i} D = Q_i \quad (\text{II.24})$$

Como trata-se de um modelo unidirecional, a equação (II.24) assume a forma, já com as variáveis do problema:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial}{\partial \dot{x}_1} T + \frac{\partial}{\partial x_1} U + \frac{\partial}{\partial \dot{x}_1} D = F(t) \quad (\text{II.25})$$

Apresenta-se a seguir as Equações de Euler-Lagrange para cada massa.

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial}{\partial \dot{x}_1} T + \frac{\partial}{\partial x_1} U + \frac{\partial}{\partial \dot{x}_1} D = F(t) \quad (\text{II.26})$$

Utilizando-se as expressões (II.17), (II.18) e (II.19) na equação (II.26) obtêm-se:

$$m_1 \ddot{x}_1 + k_1(x_1 - x_2) + c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) = F(t) \quad (\text{II.27})$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial}{\partial \dot{x}_2} T + \frac{\partial}{\partial x_2} U + \frac{\partial}{\partial \dot{x}_2} D = 0 \quad (\text{II.28})$$

Utilizando-se as expressões (II.17), (II.18) e (II.19) na equação (II.28) obtêm-se:

$$m_2 \ddot{x}_2 - k_1(x_1 - x_2) - c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) + k_2(x_2 - x_3) + c_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) = 0$$

Rearranjando os termos chega-se:

$$m_2 \ddot{x}_2 - c_1 \dot{x}_1 + (c_1 + c_2) \dot{x}_2 - c_2 \dot{x}_3 - k_1 x_1 + (k_1 + k_2) x_2 - k_2 x_3 = 0 \quad (\text{II.29})$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial}{\partial \dot{x}_3} T + \frac{\partial}{\partial x_3} U + \frac{\partial}{\partial \dot{x}_3} D = 0 \quad (\text{II.30})$$

Utilizando-se as expressões (II.17), (II.18) e (II.19) na equação (II.30) obtêm-se:

$$m_3 \ddot{x}_3 - k_2 (x_2 - x_3) - c_2 (\dot{x}_2 - \dot{x}_3) + k_3 (x_3 - x_4) + c_3 (\dot{x}_3 - \dot{x}_4) = 0$$

Rearranjando os termos chega-se:

$$m_3 \ddot{x}_3 - c_2 \dot{x}_2 + (c_2 + c_3) \dot{x}_3 - c_3 \dot{x}_4 - k_2 x_2 + (k_2 + k_3) x_3 - k_3 x_4 = 0 \quad (\text{II.31})$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial}{\partial \dot{x}_4} T + \frac{\partial}{\partial x_4} U + \frac{\partial}{\partial \dot{x}_4} D = 0 \quad (\text{II.32})$$

Utilizando-se as expressões (II.17), (II.18) e (II.19) na equação (II.32) obtêm-se:

$$m_4 \ddot{x}_4 - k_3 (x_3 - x_4) - c_3 (\dot{x}_3 - \dot{x}_4) + k_4 x_4 + c_4 \dot{x}_4 = 0$$

Rearranjando os termos chega-se:

$$m_4 \ddot{x}_4 - c_3 \dot{x}_3 + (c_3 + c_4) \dot{x}_4 - k_3 x_3 + (k_3 + k_4) x_4 = 0 \quad (\text{II.33})$$

As equações (II.13), (II.14), (II.15) e (II.16) obtidas pelo formalismo Newtoniano, são idênticas as equações (II.27), (II.29), (II.31) e (II.33) obtidas pelo formalismo Lagrangiano, portanto garante-se que as mesmas representam o modelo da Figura III.1. O passo seguinte é achar uma solução analítica para o sistema de equações levantado pelos dois enfoques.

Pode-se considerar como solução para este problema a seguinte forma:

$$x_i(t) = X_i e^{j\omega t} \quad (\text{II.34})$$

Onde:

$X_i$ : amplitude da oscilação da  $i$ -ésima partícula;

$\omega$ : frequência da oscilação;

$$j = \sqrt{-1}$$

Para diminuir o esforço computacional coloca-se o sistema de equações na seguinte forma:

$$\vec{M} \ddot{\vec{x}} + \vec{A} \dot{\vec{x}} + \vec{C} \vec{x} = \vec{F} \quad (\text{II.35})$$

Onde

$\vec{M}$  : matriz de massa

$\vec{A}$  : matriz dos coeficientes de amortecimento

$\vec{C}$  : matriz das constantes de mola

De forma explícita têm-se:

$$\begin{aligned} & \begin{bmatrix} m_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_4 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{x}_1 \\ \ddot{x}_2 \\ \ddot{x}_3 \\ \ddot{x}_4 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} c_1 & -c_1 & 0 & 0 \\ -c_1 & c_1 + c_2 & -c_2 & 0 \\ 0 & -c_2 & c_2 + c_3 & -c_3 \\ 0 & 0 & -c_3 & c_3 + c_4 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{Bmatrix} + \\ & + \begin{bmatrix} k_1 & -k_1 & 0 & 0 \\ -k_1 & k_1 + k_2 & -k_2 & 0 \\ 0 & -k_2 & k_2 + k_3 & -k_3 \\ 0 & 0 & -k_3 & k_3 + k_4 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F(t) \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (\text{II.36}) \end{aligned}$$

A partir da expressão (II.34)(deslocamentos) obtem-se:

$$\vec{x}(t) = \begin{Bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \\ X_4 \end{Bmatrix} e^{j\omega t} = \vec{X} e^{j\omega t} \quad (\text{II.37})$$

Derivando-se com respeito a t esta expressão:

$$\dot{\vec{x}}(t) = \begin{Bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \\ X_4 \end{Bmatrix} j\omega e^{j\omega t} = \vec{X} j\omega e^{j\omega t} \quad (\text{II.38})$$

E sua derivada segunda com respeito a t:

$$\ddot{\vec{x}}(t) = \begin{Bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \\ X_4 \end{Bmatrix} j^2 \omega^2 e^{j\omega t} = -\vec{X} \omega^2 e^{j\omega t} \quad (\text{II.39})$$

Substituindo-se (II.37), (II.38) e (II.39) a equação (II.35) torna-se:

$$\left( -\omega^2 \vec{M} + j\omega \vec{A} + \vec{C} \right) \vec{X} e^{j\omega t} = \vec{F} \quad (\text{II.40})$$

De forma explícita têm-se:

$$\begin{bmatrix} \omega^2 m_1 + j\omega c_1 + k_1 & -(j\omega c_1 + k_1) & 0 & 0 \\ -(j\omega c_1 + k_1) & -\omega^2 m_2 + j\omega(c_1 + c_2) + k_1 + k_2 & -(j\omega c_2 + k_2) & 0 \\ 0 & -(j\omega c_2 + k_2) & -\omega^2 m_3 + j\omega(c_2 + c_3) + k_2 + k_3 & -(j\omega c_3 + k_3) \\ 0 & 0 & -(j\omega c_3 + k_3) & -\omega^2 m_4 + j\omega(c_3 + c_4) + k_3 + k_4 \end{bmatrix} * \quad (\text{II.41})$$

$$* \begin{Bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \\ X_4 \end{Bmatrix} e^{j\omega t} = \begin{Bmatrix} F \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix}$$

As frequências naturais do sistema representado na Figura III.1 são dadas pelo determinante do sistema acima, considerando-se os coeficientes de amortecimento nulos ( $c_i=0$ ). Os dados utilizados para simular o sistema estão dispostos abaixo.

**Tabela III.1: Valor atribuído a cada elo do segmento superior [Dempster, 1955].**

Segmento	Discretização	Massa (kg)
Mão	$m_1$	0,05
	$m_2$	0,41
Antebraço	$m_3$	1,15
Braço	$m_4$	1,96

**Tabela III.2: Coeficientes de amortecimento e constantes de mola [Fritz, 1991].**

Discretização	Constante de Mola $k$ ( $\text{kNm}^{-1} 10^3$ )	Coefficiente de Amortecimento $c$ ( $\text{Nsm}^{-1}$ )
1	104,50	270
2	66,50	178
3	14,00	103
4	3,50	90

Com os valores tabelados acima se chega aos valores das frequências naturais:  $f_1=4,86$  Hz,  $f_2=20,43$  Hz e  $f_3=72,61$  Hz e  $f_4=256,67$  Hz. Ao utilizarem-se dados mais recentes oriundos

de Fritz (1998) com modificações em  $k_4=90 \times 10^3 \text{ Nm}^{-1}$ , chega-se aos valores de  $f_1=13,58 \text{ Hz}$ ,  $f_2=37,07 \text{ Hz}$  e  $f_3=72,61 \text{ Hz}$  e  $f_4=256,67 \text{ Hz}$ .

A ISO 10068 (1998) que trata de vibrações mecânicas e choque utiliza outros valores para as massas discretizadas e coeficientes de amortecimento e constante de mola, para a direção  $z_h$  de acordo com a Tabela III.3 [Rakheja *et al.*, 2002].

**Tabela III.3: Valores dos parâmetros [ISO 10068,1998].**

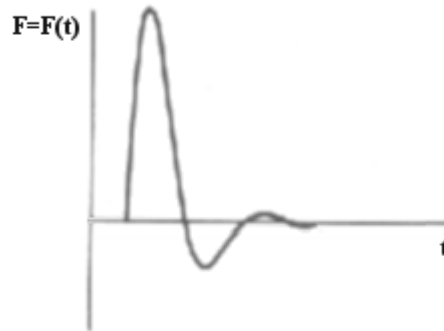
Discretização	k (kNm <sup>-1</sup> 10 <sup>3</sup> )	c (Nsm <sup>-1</sup> )	Massa (kg)
1	300	591	0,0190
2	68	203	0,0947
3	199	199	0,6550
4	2,04	239	4,2900

Onde k é a constante de mola e c é o coeficiente de amortecimento viscoso.

Com os valores tabelados acima se chega aos valores de  $f_1=10,56 \text{ Hz}$ ,  $f_2=33,97 \text{ Hz}$  e  $f_3=458,04 \text{ Hz}$  e  $f_4=2724,87 \text{ Hz}$ .

A solução matemática para a expressão (II.41) necessita de uma modelagem para a força. Se considerarmos a força como uma função harmônica de acordo com a equação (II.42) representando um choque. A representação gráfica desta força pode ser observada na Figura III.6

$$F = F(t) = \hat{F}e^{j\omega t} \quad (\text{II.42})$$



**Figura III.6: Força durante um choque (fonte Griffin, 1990).**

O sistema da expressão (II.41) fica:

$$\begin{bmatrix} w^2 m_1 + j\omega c_1 + k_1 & -(j\omega c_1 + k_1) & 0 & 0 \\ -(j\omega c_1 + k_1) & -w^2 m_2 + j\omega(c_1 + c_2) + k_1 + k_2 & -(j\omega c_2 + k_2) & 0 \\ 0 & -(j\omega c_2 + k_2) & -w^2 m_3 + j\omega(c_2 + c_3) + k_2 + k_3 & -(j\omega c_3 + k_3) \\ 0 & 0 & -(j\omega c_3 + k_3) & -w^2 m_4 + j\omega(c_3 + c_4) + k_3 + k_4 \end{bmatrix}^* \quad (\text{II.43})$$

$$* \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \\ X_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{F} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

As soluções para este sistema são facilmente encontradas pela regra de Cramer. Analiticamente:

$$\begin{aligned} X_1 &= \det B / \det P \\ X_2 &= \det C / \det P \\ X_3 &= \det D / \det P \\ X_4 &= \det E / \det P \end{aligned} \quad (\text{II.44})$$

Onde det P: é o determinante da matriz principal explicitada a seguir:

$$\det P = \det \begin{bmatrix} w^2 m_1 + jwc_1 + k_1 & -(jwc_1 + k_1) & 0 & 0 \\ -(jwc_1 + k_1) & -w^2 m_2 + jw(c_1 + c_2) + k_1 + k_2 & -(jwc_2 + k_2) & 0 \\ 0 & -(jwc_2 + k_2) & -w^2 m_3 + jw(c_2 + c_3) + k_2 + k_3 & -(jwc_3 + k_3) \\ 0 & 0 & -(jwc_3 + k_3) & -w^2 m_4 + jw(c_3 + c_4) + k_3 + k_4 \end{bmatrix} \quad (\text{II.45})$$

E os demais determinantes têm as seguintes expressões:

$$\begin{aligned} \det B &= \det \begin{bmatrix} \hat{F} & -(jwc_1 + k_1) & 0 & 0 \\ 0 & -w^2 m_2 + jw(c_1 + c_2) + k_1 + k_2 & -(jwc_2 + k_2) & 0 \\ 0 & -(jwc_2 + k_2) & -w^2 m_3 + jw(c_2 + c_3) + k_2 + k_3 & -(jwc_3 + k_3) \\ 0 & 0 & -(jwc_3 + k_3) & -w^2 m_4 + jw(c_3 + c_4) + k_3 + k_4 \end{bmatrix} \\ \det C &= \det \begin{bmatrix} w^2 m_1 + jwc_1 + k_1 & \hat{F} & 0 & 0 \\ -(jwc_1 + k_1) & 0 & -(jwc_2 + k_2) & 0 \\ 0 & 0 & -w^2 m_3 + jw(c_2 + c_3) + k_2 + k_3 & -(jwc_3 + k_3) \\ 0 & 0 & -(jwc_3 + k_3) & -w^2 m_4 + jw(c_3 + c_4) + k_3 + k_4 \end{bmatrix} \\ \det D &= \det \begin{bmatrix} w^2 m_1 + jwc_1 + k_1 & -(jwc_1 + k_1) & \hat{F} & 0 \\ -(jwc_1 + k_1) & -w^2 m_2 + jw(c_1 + c_2) + k_1 + k_2 & 0 & 0 \\ 0 & -(jwc_2 + k_2) & 0 & -(jwc_3 + k_3) \\ 0 & 0 & 0 & -w^2 m_4 + jw(c_3 + c_4) + k_3 + k_4 \end{bmatrix} \\ \det E &= \det \begin{bmatrix} w^2 m_1 + jwc_1 + k_1 & -(jwc_1 + k_1) & 0 & \hat{F} \\ -(jwc_1 + k_1) & -w^2 m_2 + jw(c_1 + c_2) + k_1 + k_2 & -(jwc_2 + k_2) & 0 \\ 0 & -(jwc_2 + k_2) & -w^2 m_3 + jw(c_2 + c_3) + k_2 + k_3 & 0 \\ 0 & 0 & -(jwc_3 + k_3) & 0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (\text{II.46})$$

Com estes resultados pode-se expressar os deslocamentos, velocidades e acelerações para todos os elos do segmento superior.



#### IV Termos Biomecânicos

A Anatomia é o estudo da forma (morfologia) e da constituição do corpo [Arend e Duarte, 1996]. Seu estudo compreende tanto a evolução do indivíduo desde a fase de zigoto até a velhice (ontogenia), como o desenvolvimento de uma estrutura no reino animal (filogenia). A Anatomia tem toda uma gama de termos específicos que serão brevemente apresentados e explanados neste anexo. O primeiro deles são os *termos direcionais*. termos direcionais são expressões usadas nas áreas de estudo em Anatomia para ajudar a localizar espacialmente um segmento corporal. Alguns termos direcionais utilizados neste trabalho:

- 1- Proximal: mais próximo do ponto de origem;
- 2- Distal: mais afastado do ponto de origem;
- 3- Medial: mais próximo do plano Sagital mediano;
- 4- Lateral: mais afastado do plano Sagital mediano;
- 5- Superficial: mais próximo a pele;
- 6- Profundo: dentro do corpo e afastado da superfície corporal.

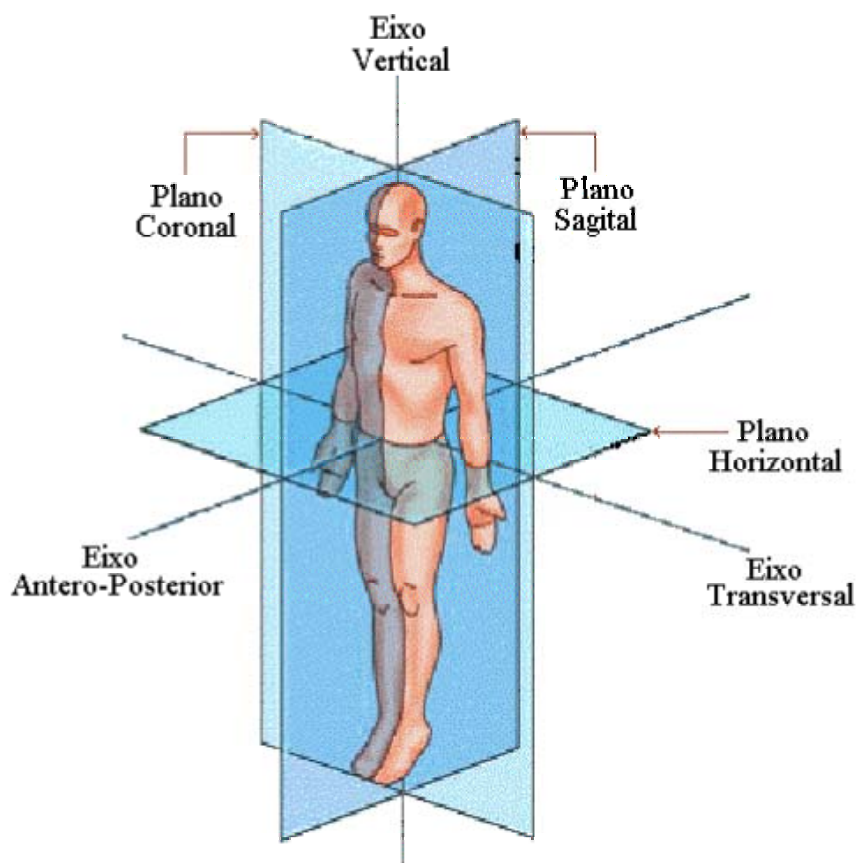
O corpo humano é dividido por três eixos imaginários (Figura IV.1) que são:

- 1- Eixo Vertical ou Longitudinal: une a cabeça aos pés classificado, como heteropolar.
- 2- Eixo de Profundidade ou Antero-posterior: une o ventre ao dorso, classificado como heteropolar.
- 3- Eixo de Largura ou Transversal: une o lado direito ao lado esquerdo, classificado como homopolar.

No momento que projeta-se um eixo sobre o outro, temos um plano. Estes três eixos formam três planos chamados de planos cardinais, planos imaginários (Figura IV.1) que dividem o corpo em metades de mesma massa. Estes planos denominam-se:

- 1- Plano Sagital: também conhecido como plano cardinal antero-posterior (AP) ou plano cardinal mediano, divide o corpo verticalmente em metades direita e esquerda, com cada metade tendo mesma massa (antímeros).
- 2- Plano Frontal: também referido como plano cardinal coronal ou plano cardinal lateral, divide o corpo verticalmente em metades anterior e posterior, ambas com massas iguais.
- 3- Plano Transverso ou Horizontal: divide o corpo em metades superior e inferior, ambas de mesma massa.

Em um indivíduo na posição de referência anatômica, a interseção dos três planos cardinais ocorre em um ponto conhecido como centro de gravidade.



**Figura IV.1: Planos e Eixos de referência anatômicas.**

Quanto ao funcionamento em conjunto, o músculo pode ser:

1. **PROTAGONISTA:** é o principal músculo responsável por determinado movimento
2. **ANGONISTA:** é o músculo que auxilia na reação de um movimento.
3. **ANTAGONISTA:** é o músculo que tem ação oposta ao protagonista e seus agonistas, contribuindo para ação desses através de seu relaxamento.
4. **FIXADOR:** quando diferentes músculos contribuem indiretamente para a mesma função.
5. **SINERGISTA:** é um tipo especial de fixador. O músculo age permitindo que um movimento seja mais facilmente realizado.

(1) **ISOMÉTRICA:** não ocorre movimento na articulação envolvida

(2) **ISOTÔNICA:** ocorre movimento na articulação envolvida.

Pode ser de dois tipos:

(2.1) **CONCÊNTRICA:** diminui-se o ângulo articular (**FLEXÃO**);

(2.2) **EXCÊNTRICA:** aumenta-se o ângulo articular (**EXTENSÃO**).

## V Inserções Ósseas do Segmento Superior

Neste anexo estão expostas as regiões de origem e inserção de alguns músculos citados no item 4.5 deste trabalho.

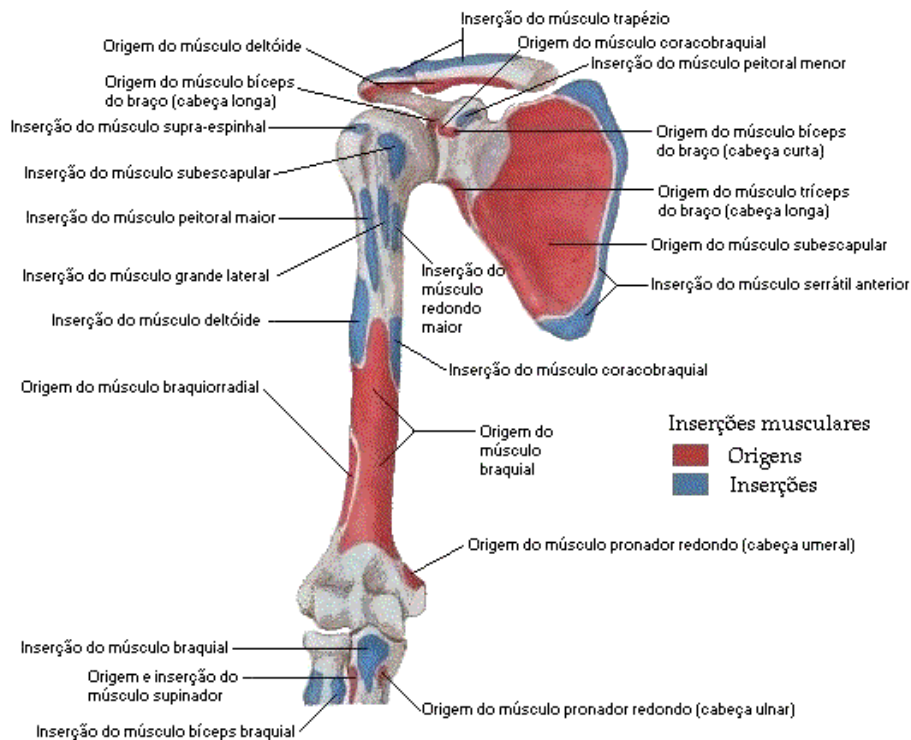


Figura V.1: Úmero e Escápula, vista anterior (fonte Netter, 1999).

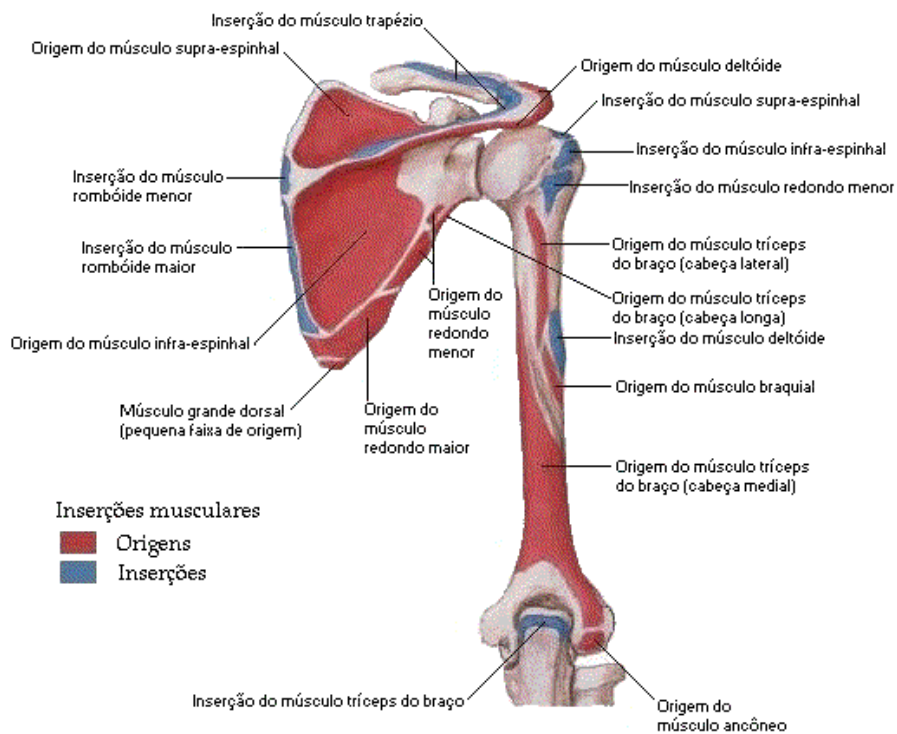


Figura V.2: Úmero e Escápula, vista posterior (fonte Netter, 1999).