

TATIANE PIUCCO

ANÁLISE DAS VIBRAÇÕES MECÂNICAS NO CORPO DOS  
JUDOCAS DURANTE OS AMORTECIMENTOS DE QUEDAS

Florianópolis  
2010

TATIANE PIUCCO

ANÁLISE DAS VIBRAÇÕES MECÂNICAS NO CORPO DOS  
JUDOCAS DURANTE OS AMORTECIMENTOS DE QUEDAS

Dissertação apresentada ao  
Programa de Pós-Graduação do  
Departamento de Educação  
Física da Universidade Federal  
de Santa Catarina, como  
exigência parcial para a  
obtenção do título de Mestre  
em Educação Física, na área de  
concentração:  
Cineantropometria e  
Desempenho Humano

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Saray Giovana dos Santos

Florianópolis  
2010

TATIANE PIUCCO

ANÁLISE DAS VIBRAÇÕES MECÂNICAS NO CORPO DOS  
JUDOCAS DURANTE OS AMORTECIMENTOS DE QUEDAS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação do Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina, como exigência parcial para a obtenção do título de Mestre em Educação Física, na área de concentração:  
Cineantropometria e Desempenho Humano.

Aprovada em 26 de fevereiro de 2010

---

Prof. Dr. Luiz Guilherme A. Guglielmo - Coordenador do Programa

BANCA EXAMINADORA

---

Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Saray Giovana dos Santos (Orientadora)  
Universidade Federal de Santa Catarina – CDS/UFSC

---

Prof. Dr. Milton José Cinelli (Examinador Externo)  
Universidade do Estado de Santa Catarina – CCT/UDESC

---

Prof. Dr. Roberto Jordan (Examinador Interno)  
Universidade Federal de Santa Catarina – EMC/UFSC

## AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha família, por todo o apoio e amor que sempre tive. Em especial à minha irmã, pela ajuda e parceria durante toda minha vida.

À professora Saray, pela excelente orientação que tive durante os vários anos de pesquisas, pela amizade, e pelo aprendizado que com certeza levarei comigo para sempre.

Ao CNPq, pelo apoio financeiro durante o primeiro ano de mestrado.

Aos amigos do Laboratório de Biomecânica, pelo aprendizado, pelas amizades e momentos de descontração.

Aos judocas, Júlio, Marcelinho, Marcelão e Vitor, pela disponibilidade de participar desse estudo pelo “bem da ciência”.

Ao professor Roberto M. Heidrich, pela imensa prontidão a ajudar em todos os problemas encontrados, desde a aquisição até o tratamento dos dados de acelerometria, e também pela sua amizade e bom humor de sempre, que encorajava qualquer um a encarar qualquer problema.

Aos professores Roberto Jordan e Milton Cinelli, por aceitarem participar da banca, e pelas inúmeras contribuições dadas a este estudo.

A todos os participantes (mestrandos e doutorandos) do Laboratório de Vibrações e Acústica, e demais colegas que me auxiliaram nas dúvidas com o Matlab e Fourier.

A todos os meus colegas de mestrado, professores e pessoas que de várias maneiras me ajudaram e estiveram comigo durante esses dois anos, aos quais todo meu agradecimento não caberia neste papel.

Obrigada a todos!

*“Somente se aproxima da perfeição quem a  
procura com constância, sabedoria e,  
sobretudo humildade.”  
(Jigoro Kano).*

## RESUMO

### ANÁLISE DAS VIBRAÇÕES MECÂNICAS NO CORPO DOS JUDOCAS DURANTE OS AMORTECIMENTOS DE QUEDAS

Autora: Tatiane Piucco

Orientadora: Dr<sup>a</sup>. Saray Giovana dos Santos

Este estudo objetivou analisar os impactos (no domínio do tempo e da frequência) gerados em diferentes regiões do corpo de judocas (punho, quadril e tornozelo) de diferentes categorias de peso (meio leve, meio médio e meio pesado) durante os amortecimentos de queda, bem como investigar os sintomas advindos da exposição às vibrações transmitidas durante treinos com alto número de quedas. Para a pesquisa *laboratorial* foram selecionados um *tori* faixa preta, com 77 kg e 15 anos de experiência, que dominava perfeitamente a técnica *ippon-seoi-nage* e três *uke*, um da categoria meio leve, faixa marrom, 63 kg e 16 anos de prática; outro da categoria meio médio, faixa preta, 74 kg e com 15 anos de prática; e outro da categoria meio pesado, faixa preta, 95 kg e 14 anos de prática. Para a pesquisa de *campo* participaram 26 judocas, com graduação mínima de faixa verde e dois anos de prática. Para a aquisição dos sinais de acelerometria foi utilizado um acelerômetro triaxial do tipo 4321 da Bruel & Kjaer fixado com faixas no corpo dos judocas. Para investigar os sintomas causados devido às quedas sucessivas durante os treinos de judô foi aplicado um questionário com os índices de 92,1% de validade e 96% de clareza. Foi aplicada a estatística descritiva, análise de variância e o teste de *Tukey*, com nível de significância de 95%. As maiores magnitudes de impacto ocorreram no eixo vertical e no punho dos judocas, e o tempo de duração dos impactos foi maior no quadril. As vibrações de menores frequências ocorreram no quadril e no judoca da categoria meio pesado. A faixa de frequência onde a energia do sinal ficou mais concentrada foi: 17,57 - 31,25 Hz no punho; 1,95 - 9,76 no quadril; Hz; 25,39 - 50,78 Hz no tornozelo. Os judocas relataram sentir sintomas de dor e desconforto nas regiões que sofreram impacto durante os amortecimentos de quedas, principalmente sonolência, dor nas costas, dormência local, visão turva e tontura. Todos os sintomas relatados estão relacionados à exposição do corpo às vibrações, e as frequências de vibração encontradas neste estudo estão próximas as frequências de ressonância dos tecidos e órgãos corporais.

Palavras-Chaves: vibração transitória; DEP; *ukemi*; ressonância; judô.

## ABSTRACT

### MECHANICAL VIBRATIONS ANALYSIS IN JUDOISTS BODY DURING FALLS CUSHIONING

Autora: Tatiane Piucco

Orientadora: Dr<sup>a</sup>. Saray Giovana dos Santos

This study aimed to analyze the impacts (in time and frequency domain) generated in different regions of the judoists body (fist, hip and ankle) of different weight divisions (half-light, half-middle and half-heavy) during the fall cushioning, as well as to investigate the vibrations exposure effects during judo trainings with high number of falls. For the laboratorial research was selected a black belt *tori*, with 77 kg and 15 years of experience, that dominated perfectly the *ippon-seoi-nage* technique, and three *uke*: one half-light weight, brown belt, 63 kg and 16 years of experience; one half-middle weight, black belt, 74 kg and 15 years of experience; and one half-heavy weigh, black belt, 95 kg and 14 years of experience. 26 judoists participated in the field research, with minimum green belt graduation and two years of experience. The signals were acquired by a Bruel & Kjaer triaxial accelerometer type 4321, fixed with bands in the judoist body. A questionnaire with 92,1% of validity and 96% of clarity index was used to investigate the symptoms caused by the successive falls during trainings. The descriptive statistics, analysis of variance and the Tukey test were applied with 95% of significance. The biggest impact magnitudes occurred in vertical axis and in the fist of judoists, and the impacts duration time was bigger in the hip. The lower frequencies vibrations occurred in the hip and in the half-heavy weigh judoist. The frequency band where the signal energy was more predominant was: 17,57- 31,25 Hz in the fist; 1,95 - 9,76 Hz in the hip; 25,39 - 50,78 Hz in the ankle. Judoists told to feel pain and discomfort symptoms in the body impact regions during the falls cushion, mainly sleepiness, back pain, local tingling, blurred vision and giddiness. All the symptoms are related to the body vibrations exposure, and the found vibration frequencies in this study are close to the body tissues and organs resonance frequencies.

Keywords: transitory vibration; DEP; *ukemi*; resonance; judo

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Parâmetros característicos de um movimento senoidal. Fonte: Adaptado de Fernandes (2000). .....	24
Figura 2-Representação das vibrações no domínio do tempo e da frequência. Fonte: Adaptado de Bruel & Kjaer (1988). .....	25
Figura 3-Frequências de ressonância do corpo humano. Fonte: Adaptado de Rasmussen (1982). .....	32
Figura 4- Critério de Macaulay para tolerância do corpo inteiro à vibração. Fonte: Santos (2003 apud MACAULAY, 1987, p. 206). .....	43
Figura 5- Tolerância de indivíduos na posição em pé ou supinada, a impactos verticais na forma de pulsos. Fonte: Rasmussen (1982). .....	44
Figura 6- Acelerômetro triaxial tipo 4321 da Bruel & Kjaer .....	57
Figura 7- Pré-amplificadores de carga do tipo 2635 da Bruel & Kjaer. ....	57
Figura 8- Módulo condicionador MCS1000-v2 e conversor A/D modelo AC1112 da Lynks .....	57
Figura 9 – Área de 297,0 x 199,0 x 4,0 cm, montada com três tatames para a execução das projeções. ....	58
Figura 10 - Fases de projeção da técnica <i>ippon-seoi-nage</i> . ....	59
Figura 11- Fixação do acelerômetro no punho, quadril e tornozelo dos judocas .....	59
Figura 12- DIP SWITCH SWx3 para tensão diferencial. ....	60
Figura 13 – Esquema ilustrativo do sistema de aquisição dos sinais de acelerometria. ....	60
Figura 14-Orientação dos eixos de movimentos do corpo humano definido pela ISO 2631-1 (1997). ....	61
Figura 15-Orientação dos eixos no momento do impacto. ....	61
Figura 16- Critério utilizado para a retirada das magnitudes de impacto e dos tempos de duração de cada evento. ....	62
Figura 17- Gráfico dos sinais ( $x$ , $y$ e $z$ ) no domínio do tempo gerados no tornozelo durante uma queda, e recortados em 2100 amostras pelo programa AqDAnalysis 7.0. ....	64
Figura 18- Gráfico dos sinais ( $x$ , $y$ e $z$ ) gerados tornozelo durante uma queda, no domínio da frequência ( $V^2/Hz$ ), após análise espectral realizada pelo programa AqDAnalysis 7.0. ....	64
Figura 19- Método para retirada da frequência principal do sinal (gráfico da análise espectral da vibração gerada no quadril durante uma queda). .....	65
Figura 20- Método para retirada das principais faixas de frequências do sinal (eixo $z$ , sinal gerado no quadril) .....	66
Figura 21- Componente DC nos sinais no domínio da frequência. ....	66



## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1-Média e DP das magnitudes dos impactos ( $g$ ) medidos no punho dos atletas durante a queda, nos eixos $x$ , $y$ e $z$ . .....	68
Gráfico 2- Média e DP das magnitudes dos impactos ( $g$ ) medidos no quadril dos atletas durante a queda, nos eixos $x$ , $y$ e $z$ . .....	68
Gráfico 3- Média e DP das magnitudes dos impactos ( $g$ ) medidos no tornozelo dos atletas durante a queda, nos eixos $x$ , $y$ e $z$ . .....	69
Gráfico 4- Frequência principal média dos sinais de vibração medidos no punho, nos eixos $x$ , $y$ e $z$ , durante a queda dos atletas de diferentes categorias de peso.....	71
Gráfico 5- Frequência principal média dos sinais de vibração medidos no quadril, nos eixos $x$ , $y$ e $z$ , durante a queda dos atletas de diferentes categorias de peso.....	71
Gráfico 6 - Frequência principal média dos sinais de vibração medidos no tornozelo, nos eixos $x$ , $y$ e $z$ , durante a queda dos atletas de diferentes categorias de peso.....	72

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Sintomas relacionados às faixas de frequências de vibração específicas. ....	32
Quadro 2- Frequência de ressonância de várias partes do corpo do homem na posição deitada. ....	33
Quadro 3- Fatores de amplificação dos sinais utilizados para cada eixo, articulação e categoria, obtidos a partir dos pré-amplificadores. ....	62

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Média e DP do tempo de duração dos impactos ( <i>s</i> ), de acordo com as articulações, categorias de peso e eixos de movimento. ....	69
Tabela 2- Distribuição da DEP (%) por faixas de frequência (Hz) dos sinais vibratórios gerados no punho dos atletas.....	72
Tabela 3- Distribuição da DEP (%) por faixas de frequência (Hz) dos sinais vibratórios gerados no quadril dos atletas. ....	73
Tabela 4- Distribuição da DEP (%) por faixas de frequência (Hz) dos sinais vibratórios gerados no tornozelo dos atletas. ....	73
Tabela 5- Comparação entre as magnitudes de impacto ( <i>g</i> ) e as principais componentes de frequência dos sinais (Hz) entre os eixos ( <i>x</i> , <i>y</i> e <i>z</i> ), entre as categorias (meio leve, meio médio e meio pesado) e entre as articulações (punho, quadril e tornozelo).....	74
Tabela 6- Magnitudes dos impactos ( <i>g</i> ) para as diferentes articulações, eixos e categorias. ....	125
Tabela 7- Principal componente de frequência dos sinais gerados nas diferentes articulações, eixos e categorias.....	125

## LISTA DE SÍMBOLOS E UNIDADES

**Símbolos**

$x$ : direção ântero-posterior

$y$ : direção látero-lateral

$z$ : direção vertical

PC: peso corporal

%G: percentual de gordura corporal

DEP: densidade espectral de potência

**Unidades**

$g$ : aceleração gravitacional

Hz: Hertz, medida de frequência (ciclos por unidade de tempo)

$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ : medida de velocidade

$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ : medida de aceleração

dB: unidade logarítmica de potência ou intensidade

r.m.s: valor quadrático médio ou valor eficaz

N: Newton, unidade da força peso

$\text{V}^2/\text{Hz}$ : unidade da densidade espectral de potência

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO .....	14
1.1	OBJETIVO GERAL .....	16
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	16
1.3	JUSTIFICATIVA .....	17
1.4	DEFINIÇÃO DE TERMOS .....	18
1.5	DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS .....	19
1.6	DELIMITAÇÃO DO ESTUDO .....	19
1.7	LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	20
2	REVISÃO DE LITERATURA .....	20
2.1	ANÁLISES DE VIBRAÇÕES .....	20
2.2	EFEITOS DAS VIBRAÇÕES NO CORPO HUMANO.....	25
2.3	NORMATIVAS SOBRE A EXPOSIÇÃO DO CORPO HUMANO ÀS VIBRAÇÕES.....	37
2.4	TIPOS DE VIBRAÇÕES QUE OCORREM NOS ESPORTES	45
3	MÉTODOS.....	55
3.1	CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO.....	55
3.2	SUJEITOS DA PESQUISA.....	56
3.3	INSTRUMENTOS DE MEDIDA .....	56
3.4	COLETA DE DADOS.....	58
3.5	PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DOS DADOS .....	58
3.6	TRATAMENTO DOS DADOS .....	61
3.7	ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	66
4	RESULTADOS.....	67
4.1	ANÁLISE DOS SINAIS NO DOMÍNIO DO TEMPO.....	67
4.2	ANÁLISE DOS SINAIS NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA ..	70
4.3	COMPARAÇÃO ENTRE AS VARIÁVEIS.....	74
4.4	SINTOMAS PERCEBIDOS PELOS JUDOCAS.....	76
5	DISCUSSÃO.....	76
5.1	ANÁLISE DOS SINAIS NO DOMÍNIO DO TEMPO.....	76
5.2	ANÁLISE DOS SINAIS NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA ..	85
5.2.1	Faixas de Frequência no Punho.....	92
5.2.2	Faixas de Frequência no Quadril.....	93
5.2.3	Faixas de Frequência no Tornozelo.....	94
5.3	SINTOMAS PERCEBIDOS PELOS JUDOCAS.....	96
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	104

## 1 INTRODUÇÃO

A exposição a impactos e vibrações é praticamente inevitável na vida diária das pessoas. Ela é advinda do movimento de veículos de transporte, de trabalho com ferramentas manuais, máquinas, ou ainda, da prática da maioria dos esportes e exercícios físicos como uma simples caminhada ou corrida. Apesar das vibrações serem inevitáveis e algumas vezes até necessárias, durante várias décadas tem-se desenvolvido um forte consenso de que a exposição de indivíduos às vibrações e aos choques mecânicos causa danos significativos à saúde.

Os impactos mecânicos ocorrem frequentemente na maioria dos esportes, em modalidades que envolvem corridas, saltos, chutes, quedas, choques entre os atletas ou entre atletas e objetos. A intensidade desses impactos é bastante alta, principalmente durante as aterrissagens de saltos que chegam até  $53,13+14,26 g$  na articulação do tornozelo nas aterrissagens dos saltos do basquetebol (PIUCCO et al. 2007),  $334,88\pm 64,66 g$  nos chutes de artes marciais como o *taekwondo*, (ESTEVEES et al. 2005); e  $284\pm 34 g$  no tornozelo (SANTOS, 2003) e  $351,95 g$  no punho (PIUCCO, 2007) nas quedas do judô.

Alguns estudos investigaram as vibrações transmitidas em algumas modalidades esportivas, analisadas no domínio da frequência. Hatze (1992) e Henning et al. (1992) investigaram os efeitos e o amortecimento das vibrações transmitidas no cabo da raquete durante a rebatida no tênis no punho e no cotovelo dos atletas. Orendurff (1997) e Levy e Smith (2005) identificaram as vibrações transmitidas aos ciclistas com diferentes tipos de suspensão de bicicletas, Mahar et al. (1997) investigaram a atenuação dos impactos durante a patinação *in-line*, e Boyer e Nig (2006), Jarrah et al. (1997) entre outros autores investigaram as vibrações transmitidas ao corpo de corredores.

Apesar dos impactos mecânicos abrangerem níveis de vibração perigosos ao organismo (MANSFIELD, 2005), não existem até então normas que limitem a exposição do ser humano a vibrações transitórias, características dos impactos esportivos. Somente um critério, descrito por Macaulay em 1987, pode-se tomar como referência para impactos esportivos (SANTOS, 2003).

No judô os impactos ocorrem com frequência durante as quedas das projeções. Apesar de haver técnicas para o amortecimento das quedas (*ukemi*), muitas lesões ocorrem durante a queda devido à má realização dos *ukemi* (SANTOS; MELO, 2003; SANTOS, 2003;

SANTOS; SHIGUNOV, 2001). Santos e Melo (2003) diagnosticaram a ocorrência de um número elevado de quedas durante as sessões de treinamento de judô, em média  $73,60 \pm 42,34$  quedas. James e Pieter (2005) afirmam que as quedas consecutivas no judô podem vir a causar traumas, e evidenciam a necessidade de mais estudos que avaliem as implicações das consecutivas quedas no corpo do judoca.

Porém, somente a quantificação da magnitude dos impactos e do seu tempo de duração não é suficiente para que se possa inferir sobre os efeitos das vibrações transitórias no organismo de atletas. A recuperação do biomaterial é um tema bastante amplo e complexo, e está sujeita à aplicação de diversas forças, sejam elas externas ou internas. Quando se encontram em uma situação de vibração, diferentes partes do corpo podem entrar em ressonância, que acontece quando a frequência de oscilação de dois sistemas coincide, ocorrendo uma transferência de energia de um sistema para o outro, o que aumenta o potencial destrutivo da vibração (HARRIS; PIERSOL, 2002).

Quando ocorre ressonância, a energia vibratória é absorvida pelo corpo, como consequência da atenuação promovida pelos tecidos e órgãos. Os problemas ocasionados pelas vibrações vão desde o desconforto geral, dificuldades para respirar, até dores torácicas ou abdominais (ZIEGENRUECKER; MAGID, 1959), lesões nas estruturas internas como hemorragia pulmonar, laceração do fígado, rompimento do baço, danos ao diafragma e ao cérebro (HARRIS; CREDES, 1976), e danos na estrutura óssea, articulações, tendões, dores agudas e distúrbios neuromusculares (BUSCHINELLI; MORO, 1985; BOVENZI; ZADINI, 1991).

Cada componente corporal possui sua própria frequência de ressonância, dependendo da sua massa e das forças elásticas que atuam nele (BERTOLO, 199-), variando também o nível de aceleração tolerável de cada órgão. A frequência de ressonância mecânica da cabeça, por exemplo, está em torno de 30 Hz, do globo ocular entre 60 e 90 Hz, e dos órgãos internos do corpo entre 3 e 6 Hz (HARRIS; PIERSOL, 2002; DUPUIS; ZERLETT, 1986; ISHITAKE et al. 2002). A frequência de ressonância do corpo é influenciada por vários fatores, como a magnitude, a localização, a direção, a frequência, a duração, a variabilidade e a velocidade de aplicação da força (ZERNICKE; WHITING, 2000), a postura corporal, o enrijecimento muscular, as diferenças na composição corporal, o biótipo, e as respostas individuais (variação inter sujeitos) as vibrações (HARRIS; PIERSOL, 2002; MANSFIELD, 2005; BOILEAU; RAKHEJA; WU, 2002; SEAGULL; WICKENS; 2006; RAO; ASHLEY 1976).

Com base nos pressupostos teóricos apontados, a realização da análise da vibração, tanto no domínio do tempo quanto no domínio dos componentes de frequência do sinal, seria a mais indicada para se avaliar os prováveis efeitos que os impactos durante as quedas provocam ao organismo dos judocas.

Deste modo, considerando a importância de se estudar as variáveis que possam propiciar malefícios ao organismo dos atletas, para propor ações que evitem ou pelo menos amenizem os efeitos adversos da prática do judô, levantaram-se as seguintes questões a serem investigadas: qual é a magnitude e o tempo de duração dos impactos sofridos por judocas de diferentes categorias de peso durante os amortecimentos de quedas (*ukemi*) no judô? Qual é a densidade espectral de potência das vibrações transmitidas para as diferentes regiões do corpo (punho, quadril e tornozelo) dos judocas durante a queda? Será que a densidade espectral da potência das vibrações às quais os judocas se submetem podem causar danos aos mesmos? Quais são sintomas advindos da exposição dos judocas às vibrações transmitidas durante treinos com maiores exigências de amortecimento de quedas?

## 1.1 OBJETIVO GERAL

Analisar os impactos (no domínio do tempo e da frequência) gerados em diferentes regiões do corpo do judoca (punho, quadril e tornozelo) durante a queda em três judocas de diferentes categorias de peso (meio leve, meio médio e meio pesado), bem como investigar os sintomas advindos da exposição dos judocas às vibrações transmitidas durante treinos com maiores exigências de amortecimento de quedas.

## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1 - Identificar as magnitudes ( $g$ ) e os tempos de duração ( $s$ ) dos impactos gerados durante as quedas de judocas de diferentes categorias de peso.
- 2- Identificar a principal frequência de vibração (que tem maior amplitude espectral), bem como a distribuição da DEP (%) dos sinais por faixas de frequência (3 a 6 faixas), para cada categoria de peso.



- 3- Comparar as magnitudes dos impactos entre os eixos (vertical, ântero-posterior e látero-lateral), entre as articulações (punho, quadril e tornozelo), e entre os judocas (meio leve, meio médio, meio pesado).
- 4- Comparar as frequências predominantes nos sinais entre os eixos (vertical, ântero-posterior e látero-lateral), entre as articulações (punho, quadril e tornozelo) e entre os judocas (meio leve, meio médio, meio pesado).
- 5- Investigar os sintomas advindos da exposição dos judocas às vibrações transmitidas durante treinos com maiores exigências de amortecimento de quedas.

### 1.3 JUSTIFICATIVA

Estudos revelam que os impactos mecânicos abrangem níveis perigosos de vibrações ao organismo e agravam o risco de acometimento de lesões, principalmente quando são executados repetitivamente (MANSFIELD, 2005; RADIN; PAUL; ROSE, 1998).

Observa-se que durante a queda do judô, o organismo dos atletas está sujeito a forças de impacto intensas, dependendo da técnica de projeção utilizada e do local de contato do corpo com o tatame (SANTOS, 2003; PIUCCO, 2007). As altas magnitudes dos impactos, bem como as quedas consecutivas no judô, podem causar traumas devido às sobrecargas geradas no organismo.

Além dos valores de amplitude e tempo de duração dos impactos mecânicos, os efeitos da vibração transmitida ao corpo humano são dependentes da frequência de vibração (GRIFFIN, 1990). Se as frequências da vibração gerada durante eventos impactantes atingirem valores próximos as frequências de vibração natural dos componentes corporais, esta energia vibratória é absorvida pelo corpo, o que aumenta o potencial destrutivo da vibração (HARRIS; PIERSOL, 2002).

Apesar da relação evidente existente entre os danos causados ao organismo devido à exposição às vibrações, as características das cargas aplicadas e das vibrações transmitidas no corpo inteiro durante a prática de atividades física e esportes foram pouco quantificadas na literatura (SEIDE, 2005; SANTOS; PIUCCO, 2006). Ao longo das pesquisas realizadas para este trabalho, não foram encontrados na literatura estudos referentes às análises no domínio da frequência dos impactos gerados no judô. Este tipo de análise seria a mais indicada para se avaliar os efeitos que os impactos provocam ao organismo dos atletas,

visto que as vibrações geradas podem contribuir para o acometimento de danos principalmente nos órgãos internos, situados na região do abdômen e quadril, que possuem maior sensibilidade em faixas de frequência baixas (de 4 a 8 Hz).

O judô é uma das modalidades esportivas que apresenta o maior índice de adeptos mundialmente, principalmente entre indivíduos púberes e pré-púberes (FRAGA, 2002), e também é um dos esportes que mais apresenta lesões, muitas delas geradas durante as quedas. Por isso, este estudo se justifica por trazer dados importantes para orientar tanto na iniciação quanto para o treinamento do judô, considerando-se a importância do ensino e da execução correta dos *ukemi* de uma forma consciente e adequada à técnica do golpe realizado.

#### 1.4 DEFINIÇÃO DE TERMOS

*Frequência natural*: é a frequência de resposta de um sistema no seu estado de vibração livre de forças externas (MANSFIELD, 2005).

*Ressonância*: fenômeno que ocorre quando a frequência de uma força excitatória se aproxima da frequência natural de um sistema (HARRIS; PIERSOL, 2002).

*Densidade espectral de potência (DEP)*: procedimento matemático que transfere um conjunto de dados do domínio de tempo para o domínio da frequência sem perda de informação (GERGES, 2000).

*Ippon-seoi-nage*: técnica de projeção realizada “por cima da espádua” (ROBERT, s/d, p. 97).

*Tatame*: material sobre o qual se pratica o judô (SANTOS, 2009).

*Tori*: aquele que ataca (ARPIN, 1970).

*Uke*: aquele que é atacado (ARPIN, 1970).

*Ukemi*: técnica de amortecimento de queda (SANTOS, 2009).

*Zempo-kaiten-ukemi*: queda com rolamento para frente, podendo ser pela direita ou pela esquerda (SANTOS, 2009).

*Uchiro-ukemi*: queda para trás (SANTOS, 2009).

*Yoko-ukemi*: queda lateral, podendo ser direita ou esquerda (SANTOS, 2009).

*Mae-ukemi*: queda frontal (SANTOS, 2009).

*Kusushi*: desequilíbrio para a entrada da técnica de projeção (SANTOS, 2009).

*Zantin*: segurança que o *tori* propicia ao *uke* na finalização do golpe (SANTOS, 2009).

*Tsukuri*- preparação para a entrada da técnica (SANTOS, 2009).

*Judogui*: vestimenta do judô, também conhecido como *kimono* (SANTOS, 2009).

*Wagui*: parte superior do *judogui* (SANTOS, 2009).

*Categoria meio leve*: para atletas masculinos da classe sênior (acima de 20 anos), a categoria meio leve compreende a faixa de peso entre +60 a 66 kg (CBJ, 2009).

*Categoria meio médio*: para atletas masculinos da classe sênior (acima de 20 anos), a categoria meio médio compreende a faixa de peso entre +73 a 81 kg (CBJ, 2009).

*Categoria meio pesado*: para atletas masculinos da classe sênior (acima de 20 anos), a categoria meio pesado compreende a faixa de peso entre +90 a 100 kg (CBJ, 2009).

## 1.5 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS

Impacto: *Conceitualmente*: uma simples colisão de uma massa em movimento com uma segunda massa que pode estar em movimento ou em repouso (HARRIS; CREDE, 1976). *Operacionalmente*: magnitude (g) e tempo (s) dos impactos provocados pela colisão do corpo do judoca com o tatame, medido com um acelerômetro triaxial, da Bruel e Kjaer do Tipo 4321.

Frequência de vibração: *Conceitualmente*: o número de vezes em que o ciclo completo do movimento oscilatório de um corpo se repete durante o período de um segundo (VENDRAME, 2001). *Operacionalmente*: análise espectral dos impactos no domínio da frequência, obtido pela realização da transformada rápida de Fourier (FFT) por intermédio do *software* AqDAnalysis 7.0, expressa na DEP ( $V^2/Hz$ ).

## 1.6 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

O estudo foi realizado com quatro judocas, um para realizar as projeções (*tori*) e três para serem projetados (*uke*), pertencentes a três categorias de peso diferentes. Justifica-se a investigação apenas com três judocas em função da disponibilidade. A utilização da técnica *ippon-seoi-nage* é justificada pela não necessidade da utilização do *wagui*.

## 1.7 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Este estudo apresentou as seguintes limitações: a) falta de mais acelerômetros para realizar a coleta dos impactos nas diferentes regiões corporais de uma maneira simultânea; b) coleta realizada em ambiente laboratorial, com os fios do acelerômetro preso ao corpo dos judocas, o que pode ter interferido na realização das projeções de maneira espontânea e provavelmente na velocidade das projeções.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Com o intuito de fundamentar o estudo e contribuir para a discussão dos resultados, os seguintes tópicos foram abordados no referencial teórico: análises de vibrações; efeitos das vibrações no corpo humano; normativas sobre a exposição do corpo humano às vibrações e tipos de vibrações que ocorrem nos esportes.

### 2.1 ANÁLISES DE VIBRAÇÕES

De acordo com Harris e Crede (1976), o termo vibração descreve oscilações em um sistema mecânico, que são definidas pelo conteúdo de frequências e amplitudes. Nestas, a frequência é definida em ciclos por unidade de tempo (Hz), e a amplitude em unidade de deslocamento, velocidade ou aceleração (o máximo valor do movimento oscilatório). Conceitualmente, ao longo de um registro de vibrações, pode-se ter uma onda representada por uma função harmônica simples. Porém, na prática, as vibrações não têm esse padrão regular.

A resposta de uma vibração pode se mostrar como uma combinação de várias funções harmônicas, cada uma com sua frequência e amplitude. Se cada componente de frequência é múltiplo inteiro de uma frequência fundamental, a onda se repete após um determinado intervalo de tempo e é chamada de periódica. Se não há relação inteira entre os componentes de frequência, não há periodicidade e a vibração é definida como complexa ou não-periódica (HARRIS; CREDE, 1976).

As vibrações podem ser descritas como determinísticas ou aleatórias. Quando é periódica e determinística, segue um padrão estabilizado, tanto que o valor da vibração futura pode ser predito. Se a vibração é aleatória, valores futuros não são preditos, exceto com base

em probabilidades, sendo ela definida estatisticamente, em que a probabilidade de ocorrência, designada com magnitudes e frequências, pode ser indicada. A análise da vibração aleatória envolve certos conceitos físicos que são diferentes daquelas aplicações para a análise da vibração determinística. O impacto mecânico é uma excitação não periódica, isto é, tem a forma de pulso; é um evento transitório e normalmente rápido (milissegundos) (HARRIS; CREDE, 1976).

A frequência natural de um sistema é a frequência de resposta deste sistema no seu estado de vibração livre. Se for um sistema simples, como um pêndulo, essa frequência é bem definida e só há um modo de vibração. Por outro lado, corpos mais complexos, como o corpo humano, podem vibrar em muitos modos e em diferentes frequências. Se a frequência de oscilação da vibração externa coincide com a dos órgãos corporais, ocorre o fenômeno de ressonância, e uma grande transferência de energia de um sistema para outro (HARRIS; PERSOL, 2002). De acordo com a lei da conservação de energia, a energia não pode ser criada ou destruída, mas pode ser transformada em diferentes formas. Por isso, a energia vibratória em um sistema é dissipada de vários modos, sendo ultimamente em forma de calor (BERTOLO, 199-). Um simples impacto pode ser definido como uma transmissão de energia cinética para um sistema que ocorre em um período de tempo relativamente curto quando comparado com o período de oscilação natural do sistema, enquanto um fenômeno transitório (também determinado de choques complexos) pode durar por vários períodos de vibração do sistema (BRUEL; KJAER, 1980).

O procedimento de medição da vibração envolve a conversão da quantidade mecânica em números e/ou figuras, geralmente apresentadas em um relatório (MANSFIEL, 2005). Os estágios para este procedimento incluem uma fase mecânica (montagem do acelerômetro), uma fase elétrica (conversão das propriedades elétricas do sinal em uma voltagem condicionada), e uma fase de análise digital dos sinais (análise das variáveis, como frequência do sinal, de acordo com os objetivos do estudo).

Os acelerômetros piezelétricos são os dispositivos mais comumente utilizados para medir a vibração no corpo humano. De acordo com a Bruel e Kjaer (1988), esse tipo de transdutor possui alta sensibilidade e frequência de utilização muito ampla, e a detecção de um movimento vibratório através da aceleração pode ainda ser convertida em velocidade ou deslocamento através de integradores eletrônicos ou por pós-processamento digital.

De acordo com Cobbold (1974), a piezeletricidade foi

descoberta em cristais de quartzo pelos irmãos J. Curie e P. Curie, por volta de 1880. Eles observaram que quando determinados tipos de cristais eram tracionados ou comprimidos, sua estrutura cristalina produzia uma tensão proporcional a esta pressão. Este fenômeno ficou conhecido como efeito piezelétrico direto. De modo contrário, quando um campo elétrico é aplicado nestes tipos de cristais, a sua estrutura produz forças de tração ou compressão que alteram as dimensões do cristal, sendo este denominado efeito piezelétrico reverso. O efeito direto e reverso ocorre somente em materiais piezelétricos, e sua aplicação na construção de transdutores eletromecânicos é muito eficiente (COBBOLD, 1974).

Existem dois tipos de sistema de medição para vibrações: os medidores de vibração em seres humanos, que são compactos, pequenos e auto-suficientes, e providenciam medidas das propriedades estatísticas das vibrações como frequência ponderada *Root Mean Square* (r.m.s), acelerações, picos de acelerações, fator de crista, e valores dose de vibração (VDVs); e os sistemas de aquisição de dados, que são modulados, mais potentes e mais flexíveis para várias aplicações, apesar de serem mais complexos e de alto custo. Mansfield (2005) especifica que, para ambos os tipos de sistemas, é essencial que eles estejam corretamente configurados e calibrados, caso contrário, a confiabilidade das medições estará comprometida, ou ainda os resultados poderão tornar-se inutilizáveis.

Com o tempo de uso, tanto cristais piezelétricos perdem paulatinamente sua polarização original de fábrica (LICHT; ZAVERI; PHIL, 1981), quanto a fadiga do elemento metálico altera a transdução em dispositivos com *strain-gages* (células de carga). Por isso, a calibração é um processo de grande importância para a utilização de um acelerômetro. Ela consiste em gerar um valor de entrada conhecido e registrar a resposta do instrumento, de forma que a razão saída-entrada possa ser estabelecida sobre o intervalo de interesse (frequência e magnitude).

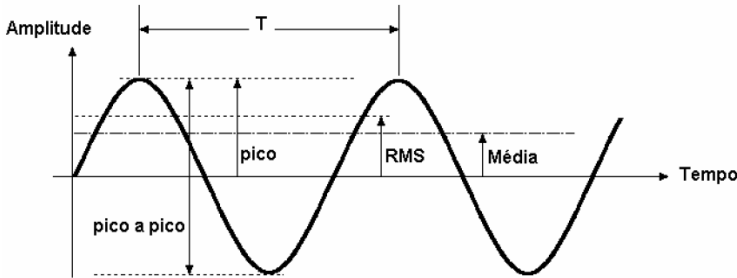
Os acelerômetros têm características variadas. De acordo com as especificações da Bruel & Kjaer<sup>®</sup>, alguns possuem ampla faixa de uso, com sensibilidade de 1 a 10 pC/ms<sup>-2</sup>, peso de 10 a 50 g e faixa de frequência de 0 a 12000 Hz. Os tipos miniatura, cuja sensibilidade varia de 0,05 a 0,3 pC/ ms<sup>-2</sup>, peso de 0,4 a 2 g e faixa de frequência de 1 a 25000 Hz, e outros tipos que possibilitam medições triaxiais, para o controle permanente de máquinas industriais, para o controle de vibrações de superfícies com alta temperatura, para choques com altos

níveis, bem como, uma nova geração de acelerômetros específicos para medições de vibração em humanos.

Os acelerômetros têm sido amplamente utilizados para avaliar as ondas de impacto sofridas pelo sistema músculo esquelético. Para isso, o método ideal seria a fixação do acelerômetro diretamente no osso do local a ser investigado (LIGHT; McLELAN; KLENERMAN, 1980), mas esse método invasivo na maioria das situações é impossível. Por isso, Saha e Lakes (1977) relataram duas conclusões principais: primeiro, é necessário a aplicação de uma força no acelerômetro no seu local de fixação (*skin-mounted*), para que o tecido mole como a pele e os músculos sejam comprimidos; segundo, deve se considerar as propriedades dos tecidos moles que separam o osso e o transdutor, principalmente quando se objetiva mensurar as vibrações ósseas.

Há quatro fatores físicos importantes para determinar a vibração no corpo humano que são: a intensidade, a frequência, a direção e a duração (tempo de exposição) da vibração (ANFLOR, 2003). A direção do movimento vibratório é definida por um sistema de coordenadas ortogonais na norma ISO 2631-1. Os termos comuns utilizados para as direções de translação são: frontal (eixo  $x$ ) das costas para frente, lateral (eixo  $y$ ) direita para esquerda, e vertical (eixo  $z$ ) dos pés a cabeça.

De acordo com Fernandes (2000), a amplitude da vibração, que caracteriza e descreve a severidade da vibração, pode ser classificada de várias formas: o valor *pico-a-pico* indica a máxima amplitude da onda e é usado, por exemplo, em situações em que o deslocamento vibratório da máquina é parte crítica na tensão máxima de elementos de máquina; o *valor de pico* é particularmente usado na indicação de níveis de impacto de curta duração; o *valor médio*, por outro lado indica apenas a média da exposição sem qualquer relação com a realidade do movimento, é usado quando se quer se levar em conta um valor da quantidade física da amplitude em um determinado tempo; e o valor *r.m.s* é a mais importante medida da amplitude porque ele mostra a média da energia contida no movimento vibratório, mostrando o potencial destrutivo da vibração (Figura 1).



**Figura 1-** Parâmetros característicos de um movimento senoidal. Fonte: Adaptado de Fernandes (2000).

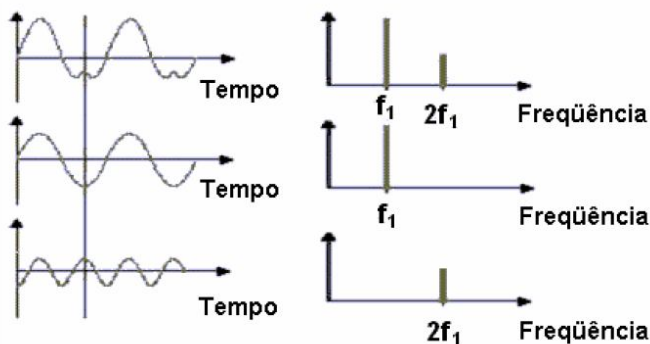
De acordo com a norma ISO, os parâmetros de vibração devem ser medidos em unidades métricas de acordo com o Sistema Internacional de Unidade métrica (SI), sendo a variável deslocamento determinada em m, mm, ou  $\mu\text{m}$ ; a velocidade em m/s, mm/s (ou  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ ); e a aceleração em  $\text{m}/\text{s}^2$  (ou  $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ ). A constante gravitacional  $g$  também pode ser usada nos níveis de aceleração, tomado como  $9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ , que é a aceleração devido à gravidade na superfície terrestre. O  $g$  não é na verdade uma unidade de medida de aceleração, mas simplesmente uma quantidade real de aceleração que se experimenta (NUSSENZVEIG, 1996).

O espectro de frequência de um sinal é a representação das frequências contidas no sinal, obtida pela transformada de Fourier, que é um procedimento matemático que transfere um conjunto de dados do domínio de tempo para o domínio da frequência sem perda de informação (GERGES, 2000). Segundo Black (1983), a série de Fourier e a transformada rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform*- FFT) estão entre as descobertas mais importantes do século XIX. Simples, mas extraordinária, a descoberta abriu um campo incrível e rico na matemática e nas aplicações em engenharia e ciência, que ainda são objeto de intensa pesquisa.

O quadrado da amplitude da transformada de Fourier em cada frequência fornece a medida da distribuição da energia (ou potência) de uma vibração transitória. Se duas frequências estão presentes em um sinal vibratório, a potência é proporcional a soma dos quadrados das amplitudes individuais associadas às duas frequências. Porém, quando o interesse é saber como essa potência total é distribuída em função das frequências, é analisada a densidade espectral de potência (DEP), definida como a potência por unidade de intervalo de frequência



(MILES; THOMPSON, 1976; RAO; ASHLEY, 1976; BRUEL; KJAER, 1980; GERGES, 2000), conforme representado na Figura 2.



**Figura 2-**Representação das vibrações no domínio do tempo e da frequência.

Fonte: Adaptado de Bruel & Kjaer (1988).

A resposta de um sistema vibratório como função do tempo contém todas as informações sobre o comportamento deste sistema, mas tal representação é raramente conclusiva na análise ou solução de problemas. Já em um espectro de frequência, todos os componentes de um nível vibratório são representados sob a forma de picos e pode-se seguir individualmente uma variação de amplitude, sem que se tenha o efeito de mascarar o resultado durante o desenvolvimento do processo (BREITENBACH; WEBER, 1999).

## 2.2 EFEITOS DAS VIBRAÇÕES NO CORPO HUMANO

Para Back (1983), a vibração é um subproduto indesejado de sistemas mecânicos, desta forma, o seu efeito (que é a aceleração) precisa ser controlado e isolado, dentro de limites aceitáveis. A vibração no corpo humano pode ser definida como todo movimento transmitido ao corpo por um evento externo, por exemplo, quando o corpo está sobre uma superfície que está vibrando (MANSFIELD, 2005).

Nas últimas três décadas, diversos pesquisadores têm se empenhado na avaliação dos efeitos patológicos e psicológicos da vibração sobre o corpo humano. Existem diversos ambientes em que as pessoas podem ficar expostas a vibrações nocivas ao organismo, e pode-se encontrar na literatura muitas publicações que investigam estas

vibrações, por exemplo, no ambiente de trabalho, na operação de máquinas e ferramentas (motosserras, britadeiras, entre outros) e transporte de carga e passageiros, vibrações em edificações, e em veículos rodoviários e ferroviários.

A exposição humana e a resposta à vibração têm sido no geral classificadas como vibrações de corpo inteiro (*Whole Body Vibration* WBV), vibrações locais (segmentos, mão), movimentos de mal estar e vibrações causadas por impactos (MIZRAHI; VERBITSKY; ISAKOV, 2000).

Os efeitos biológicos da exposição à vibração são evidentes e esforços grandiosos devem ser realizados com o intuito de reduzir tais exposições (CHAFFIN; ANDERSSON; MARTIN, 1999). Em algumas ocupações, como aquelas que envolvem ferramentas manuais, nas quais a carga dinâmica é significativa, os picos da vibração transitória ou choques é o fator que mais contribui para a causa de danos no organismo (GRIFFIN, 2003). Vários estudos investigam os efeitos do movimento vibratório nos seres humanos, variando de níveis quase imperceptíveis para níveis desconfortáveis, até níveis de vibração perigosos como, por exemplo, os impactos mecânicos que ocorrem em veículos *off-road* (MANSFIELD, 2005).

O corpo humano é bastante complexo e existem muitos aspectos fisiológicos e biomecânicos que afetam as vibrações. As regiões de frequência são detectadas por diferentes órgãos sensoriais do corpo. As frequências de 0 Hz a 15 Hz são detectadas pelo labirinto não auditivo, aquelas acima de 15 Hz por meio da pele, e para as frequências maiores do que 1500 Hz a vibração é percebida pelos receptores de pressão na pele (RAO; ASHLEY, 1976).

Segundo Rao e Ashley (1976), as respostas humanas às vibrações vão de menos de 1 Hz até cerca de 100 kHz. Porém, a faixa de 0,5 Hz a 100 Hz é a mais preocupante, e em frequências superiores a 20 Hz, o deslocamento relativamente pequeno, mesmo a altos níveis de aceleração, pode causar complicações aos tecidos do corpo (ISO, 2631). A sensibilidade à vibração depende de diversos fatores como a postura, a tensão muscular, a frequência, a amplitude, a duração e direção da vibração (GRIFFIN, 1990; RAO; ASHLEY, 1976). O corpo humano pode ser considerado como um sistema não linear com vários graus de liberdade, com propriedades mecânicas diferentes de pessoa para pessoa (GERGES, 2000).

Cada parte do corpo pode tanto amortecer quanto amplificar as vibrações, dependendo da faixa de frequência da excitação. As amplificações ocorrem quando partes do corpo passam a vibrar em

frequências próximas de suas frequências naturais. Este fenômeno é conhecido como ressonância (GRIFFIN, 1990). A frequência varia para cada órgão específico, dependendo da sua massa e das forças elásticas que atuam nele (BERTOLO, 199-), variando também o nível de aceleração tolerável de cada órgão. A ressonância depende ainda da postura corporal, do enrijecimento muscular, das diferenças na composição corporal, do biotipo, e das respostas individuais (variação inter sujeitos) às vibrações (HARRIS; PIERSOL, 2002; MANSFIELD, 2005; BOILEAU; RAKHEJA; WU, 2002; SEAGULL; WICKENS, 2006).

Consequentemente, é difícil de generalizar os resultados obtidos a partir de uma tarefa específica sob uma condição particular de vibração. De acordo com Mansfield (2006), os estudos experimentais de atividades humanas sob vibrações podem ser tipicamente categorizados em dois tipos principais, cada qual com suas vantagens e desvantagens: o estudo sistemático dos mecanismos fundamentais e situações altamente controladas; o estudo da resposta humana a atividades e situações reais, ou simuladas laboratorialmente de acordo com o real.

É grande a dificuldade de se realizar estudos que quantifiquem diretamente os efeitos das vibrações no corpo humano (frequência de ressonância dos órgãos corporais e os limites de tolerância a lesões como fraturas causadas pelos impactos mecânicos), visto que os estudos com seres humanos tornam-se limitado (MANSFIELD, 2005). A grande maioria das investigações é realizada com animais, com simulações de seres humanos usando manequins (modelos biomecânicos), estudos em cadáveres usando modelos de elementos finitos do corpo inteiro, por meio do método de processamento de imagem (NARIMANI; MIRBAGHERI; HOVIATTALAB, 2005) ou ainda por método invasivo em seres humanos (PANJABI et al., 1986).

Narimani, Mirbagheri e Hoviattalab (2005) propuseram o processamento de imagem como um novo método de registrar e determinar as respostas de frequências do corpo humano a vibrações. Este método dispensa o uso convencional de acelerômetros presos ao corpo, o que elimina o erro sistemático que ocorre devido à fixação externa dos sensores na superfície corporal, que sofre interferência pelo movimento de vibração. Os autores citam ainda que este método é vantajoso por ter baixa sensibilidade aos ruídos externos em comparação aos acelerômetros, além do fato de que todos os equipamentos necessários para a análise são geralmente encontrados nos laboratórios de biomecânica que trabalham com análise da marcha, o que facilita a realização de pesquisas sem custos adicionais.

Lafortune et al. (1995) compararam os sinais de aceleração axial obtidos simultaneamente com acelerômetros fixados diretamente no osso (*bone mounted*) e sobre a pele (*skin mounted*) durante a corrida. Os autores encontraram diferenças significativas nos valores de impacto, tempo para ocorrência do pico de impacto, e distribuição dos componentes de frequência dos sinais. Os sinais gerados pelo acelerômetro fixado sobre a pele demonstraram maiores magnitudes e tempo para o pico dos impactos, e maiores potência de frequência média, além de uma maior variação inter-individual. Houve uma falta de uniformidade nas respostas dos choques medidos com o acelerômetro fixado sobre a pele. O aumento da potência espectral provavelmente representou uma ressonância na montagem do acelerômetro, causada pela fixação não rígida sobre a pele. A presença de ressonância em apenas alguns indivíduos é incomum, considerando que foram tomadas precauções para garantir a uniformidade da fixação do acelerômetro sobre a pele dos indivíduos. A morfologia corporal e o condicionamento físico dos sujeitos também falham como explicação para a presença ou ausência dos efeitos de ressonância.

Panjabi et al. (1986) utilizaram um processo invasivo para medir a resposta da coluna vertebral às vibrações senoidais nos eixos  $z$  e  $x$  (ISO 2631-1: 1997) em 5 pessoas sentadas. Neste trabalho, duas amplitudes de aceleração foram usadas,  $1 \text{ m/s}^2$  e  $3 \text{ m/s}^2$ , com frequências na faixa de 2 a 15 Hz. Três acelerômetros uniaxiais foram fixados no transdutor inserido na coluna, relacionando a amplitude r.m.s. da coluna vertebral e do assento, ou seja, a transmissibilidade entre a coluna e o assento para a direção vertical e horizontal.

A opinião subjetiva à vibração também é quantificada na literatura desde o ano de 1911. Em geral, as respostas subjetivas à vibração podem ser subdivididas em três grandes categorias: o limite de percepção, o início de sensações desagradáveis e o limite da tolerância. Nas situações em que a percepção da vibração é considerada como inaceitável, o limite entre exposições aceitáveis e inaceitáveis é relacionado com a amplitude física do estímulo correspondente ao limite de percepção, e não depende de sua duração (STAYNER, 2001).

Em 1911, Digby e Sankey foram provavelmente os primeiros a realizar investigações sobre o assunto e a classificar a intensidade da percepção das vibrações em zonas de desconforto. Os autores analisaram sobre a susceptibilidade humana às vibrações em transportes terrestres, e concluíram que a sensação subjetiva é dependente da velocidade do veículo, classificando a intensidade da vibração em seis

zonas de percepção: imperceptível; perceptível; facilmente percebida; perturbador; desconfortável e doloroso.

Nos anos 60, a ressonância mecânica das partes do corpo tornou-se objeto de forte investigação, e as frequências de ressonâncias eram determinadas basicamente de seis maneiras:

- a) por meio da correlação com a impedância do corpo (COERMANN, 1962);
- b) pela quantificação dos fatores de transmissão em certos locais do corpo (COERMANN, 1962);
- c) por meio do estudo das pressões internas dos órgãos internos (WHITE; LANGE; COERMANN, 1962);
- d) pelo registro dos danos corporais em diferentes frequências (CLARK; LANGE; COERMANN, 1962);
- e) pela correlação direta com a performance (COERMANN; MAGID; LANGE, 1962);
- f) pelos estudos dos sintomas dos seres humanos (MAGID, et al. 1961).

Visto que a performance do corpo humano é dada em função das forças extrínsecas e fisiológicas no caso das vibrações de corpo inteiro, e considerando que estas respostas estão ligadas ao deslocamento relativo das várias partes do corpo, a diminuição da performance está relacionada com as ressonâncias do corpo (COERMANN; MAGID; LANGE, 1962). Os efeitos das vibrações no organismo geram alterações na realização de várias tarefas, envolvendo acuidade visual, atividades motoras e processamento de informações. A performance na realização de tarefas é pior quando ocorrem várias frequências de vibração ao mesmo tempo, e melhor quando a vibração é aleatória, embora seja desconfortável (WASSERMAN, 1987).

Partindo desse princípio, Wolf (1973) desenvolveu uma tese onde buscou investigar a relação existente entre as características pessoais dos indivíduos e o efeito das vibrações de corpo inteiro na performance de execução de tarefas. Entre outras variáveis, as características pessoais envolveram as variáveis dobras cutâneas, massa corporal, estatura, idade, circunferência da cintura e do tronco, e o nível de condicionamento físico dos sujeitos. O autor encontrou correlação negativa entre as variáveis dobras cutâneas e massa corporal com a performance, indicando que as pessoas que tem bom condicionamento físico provavelmente são menos afetadas pelas vibrações.

Ziegenruecker e Magid (1959) foram os primeiros a determinar critérios para limites de tolerância humana às vibrações de curta duração

por meio de investigação subjetiva. Eles submeteram 10 indivíduos a vibrações com frequências de 1 a 15 Hz, por um período de duração menor do que 5 minutos. A cada aumento de 1 Hz na frequência, a amplitude era aumentada numa taxa constante de zero até o ponto onde os sujeitos conseguiam suportar. O nível mais baixo de tolerância encontrado foi de magnitudes entre 1 e 2 g na faixa de 3-4 Hz e 7-8 Hz. O maior nível de tolerância foi de 7 a 8 g na faixa de 15 Hz. Os sujeitos reportaram como razões para não suportarem a exposição, tanto para o desconforto geral como em faixas de frequência restritas, dificuldades para respirarem (1 a 4 Hz) ou dores torácicas ou abdominais (3 a 9 Hz). Neste estudo, Ziegenruecker e Magid utilizaram uma mesa mecânica vibratória e um acelerador mecânico vertical. De acordo com Stayner (2001), este aparelho foi provavelmente um dos primeiros aparelhos eletro-hidráulico utilizado com seres humanos, e os resultados encontrados por Ziegenruecker e Magid influenciaram na elaboração das curvas de frequências para limites de tolerância da norma ISO 2631 original.

Magid, Coermann e Ziegenruecker (1960) investigaram a tolerância do corpo inteiro as vibrações sinusoidais similares aquelas observadas em cargas de impacto que ocorrem em veículos espaciais e aeronaves. Eles utilizaram frequências de 1 a 20 Hz com três tempos de duração: curta duração, um minuto, e três minutos. Foram investigados 15 sujeitos, escolhidos pela variação do somatotipo (de não-muscular até musculatura média). Os autores concluíram que a variação do somatotipo é uma variável independente de grande importância e que influencia nas sensações relatadas pelos sujeitos para tolerância a vibrações de curta duração. A tolerância a vibrações de curta duração foi investigada alguns anos mais tarde também por Temple et al. (1964), que concluíram que o complexo do tórax, entre outras regiões corporais, foi o local principal de dor entre os sujeitos investigados.

De acordo com Mansfield, (2006), na posição sentada, tanto para a parte superior do corpo relaxada quanto ereta, a energia absorvida é proporcional ao quadrado da aceleração. Uma postura relaxada, contudo, resultará num maior desprendimento do sistema biomecânico, o que reduz a frequência de ressonância do corpo. O autor especifica ainda que, além da postura, o gênero pode influenciar nas respostas individuais às vibrações. Griffin, Parsons e Whitham (1982) não encontraram diferença significativa entre homens e mulheres com relação ao estímulo de vibração vertical, entretanto, diferenças significativas foram encontradas nos limites de percepção para os sujeitos sentados, em pé e deitados. Foi concluído que as pessoas

tendem a serem mais sensíveis quando estão deitados em comparação aos sujeitos sentados ou em pé.

A transmissibilidade da vibração no corpo humano é um pré-requisito para entender completamente como esta pode influenciar no conforto, no desempenho das atividades ocupacionais e na saúde. Ela pode ser definida como a razão entre a magnitude de vibração em um ponto qualquer do corpo, com a magnitude do ponto de aplicação, para determinado componente de frequência. Caso a razão seja maior do que 1, indica que ocorreu amplificação da vibração na estrutura, caso seja menor do que 1, indica que ocorreu atenuação da vibração original, e se for igual a 1, indica que a vibração de entrada é igual a de saída (VÉR ; BERANEK, 2005).

Assim como o fenômeno de ressonância, a transmissibilidade no corpo humano depende de muitas variáveis como a fonte de vibração e as características do próprio organismo, tais como a massa corporal, o tamanho dos órgãos e membros, o grau de tensão muscular, a postura e orientação do corpo (MANSFIELD, 2005; BOILEAU; RAKHEJA; WU, 2002). As variações na postura do corpo alteram as propriedades elásticas e de amortecimento do organismo, o que conduz a mudança nas frequências de ressonância e na transmissão das vibrações para o corpo em faixas de frequência particulares (LEVY; SMITH, 2005).

Segundo Griffin (1990), os prováveis efeitos da exposição do homem às vibrações são:

- a) na atividade muscular/postural, na faixa de 1 a 30 Hz, as pessoas apresentam dificuldades para manter a postura e reflexos lentos;
- b) no sistema cardiovascular, em frequências inferiores a 20 Hz, apresentam um aumento da frequência cardíaca;
- c) aparentemente existem alterações nas condições de ventilação pulmonar e taxa respiratória com vibrações na ordem de 4,9 m/s<sup>2</sup> na faixa de 1 a 10 Hz;
- d) na faixa de frequência de 0,1 a 0,7 Hz, diversas pessoas apresentam enjoos, náuseas, perda de peso, redução da acuidade visual e insônia.

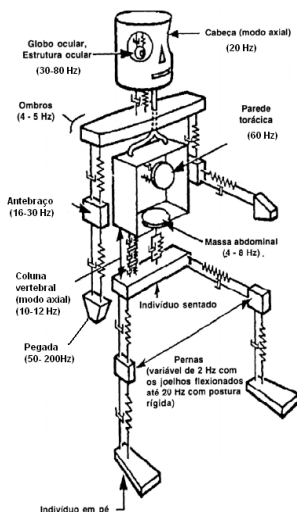
Outros problemas decorrentes da exposição do homem às vibrações são problemas respiratórios e tontura, observados a 60 e 73 Hz, e náuseas, tontura, vermelhidão cutânea e dormência observadas perto de 100 Hz (MOHR et al., 1965).

Rasmussen (1982) traz alguns dos principais sintomas causados em determinadas faixas de frequências de vibração, mostrados no quadro a seguir.

Sintomas	Frequência (Hz)
Sentimento de desconforto generalizado	4-9
Sintomas na cabeça	13-20
Sintomas na mandíbula inferior	6-8
Influência na fala	13-20
Desconforto no esôfago e garganta	12-16
Dores no peito	5-7
Dores abdominais	4-10
Vontade de urinar	10-18
Aumento do tônus muscular	13-20
Influência nos movimentos respiratórios	4-8
Contrações musculares	4-9

**Quadro 1-** Sintomas relacionados às faixas de frequências de vibração específicas. Fonte: Rasmussen (1982).

As frequências de ressonância do corpo humano, dos sujeitos na posição em pé ou sentados, estão mostradas na Figura 3.



**Figura 3-** Frequências de ressonância do corpo humano. Fonte: Adaptado de Rasmussen (1982).



As frequências de ressonância das diferentes regiões corporais do indivíduo na posição deitada estão mostradas no quadro 2.

Região corporal	Coordenadas	Frequência (Hz)
Pés	$x$	16-31
Joelhos	$x$	4-8
Abdômen	$x$	4-8
Peito	$x$	6-12
Cabeça	$x$	50-70
Pés	$y$	0,8-3
Abdômen	$y$	0,8-4
Cabeça	$y$	0,6-4
Pés	$z$	1-3
Abdômen	$z$	1,5-6
Cabeça	$z$	1-4

**Quadro 2-** Frequência de ressonância de várias partes do corpo do homem na posição deitada. Fonte: Santos (2003 apud ROESLER 2000).

Devido à existência dos vários fatores interferentes, as faixas de frequência de vibração que podem causar danos a determinadas regiões do organismo podem ser um pouco diferente entre os estudos. De acordo com Gerges (2000), para indivíduos na posição em pé e vibrações na direção vertical (eixo  $z$ ), o corpo humano apresenta maior sensibilidade na faixa de frequência de 4 a 8 Hz, que corresponde às frequências de ressonância da massa abdominal, ombros e pulmões. Nas direções laterais (eixos  $x$  e  $y$ ), as ressonâncias ocorrem em frequências mais baixas, de 1 a 2 Hz. Nesta faixa de frequência o corpo apresenta alta sensibilidade, resultando em limites toleráveis de vibração mais baixos.

De acordo com Chaffin, Andersson e Martin, (1999), as exposições na direção vertical na faixa de 5 a 10 Hz geralmente causam ressonância no sistema tórax-abdômen; na faixa de 20 a 30 Hz no sistema cabeça-pescoço-ombros, e de 30 a 60 Hz no sistema ocular. Outros estudos, nos quais muitos foram usados durante o desenvolvimento dos métodos de padronização, concluíram que na direção vertical, a vibração é mais percebida em torno de 5 Hz. Já nas direções horizontais, independente da localização, ela é mais percebida a 2 Hz ou menos (GRIFFIN, 1990; GRIFFIN; PARSONS.; WHITHAM, 1982; MANSFIELD, 2005; MIWA, 1967).

De acordo com Harris e Piersol (2002), as vibrações horizontais com frequências abaixo de 1 Hz causam movimentação no corpo, e na

faixa de 1-3 Hz torna-se difícil estabilizar a parte superior do corpo. Na medida em que a frequência aumenta, as vibrações laterais são menos transmitidas à parte superior do corpo, e acima de 10 Hz são mais sentidas perto do ponto de aplicação da vibração (GRIFFIN, 1990).

De acordo com Stayner (2001), os estudos com saúde ocupacional têm sido aprimorados com relação às técnicas epidemiológicas, mas sem que ocorra nenhum avanço satisfatório com relação à estimativa de limites de exposição dos sujeitos às vibrações e choques. Até o ano 2001, o autor cita ter encontrado somente um estudo, de Schwarze et al. (1997), que mostrou algumas evidências dos efeitos do valor dose de exposição à vibração (VDV) com os sintomas de síndrome lombar, e outro estudo de Bovenzi e Betta (1994) que encontrou quantificações relativas da relação entre estresse, postura e vibração, e o estudo de Bovenzi e Zadini (1992) que relatou os diferentes efeitos causados pela magnitude e tempo de exposição da vibração.

Seidel et al. (1998) desenvolveram uma hipótese para o mecanismo que relaciona a exposição à vibrações verticais com o risco de lesões nas articulações intervertebrais, incluindo os efeitos da postura corporal. Os cálculos sugerem que a posição corporal pode ser geralmente mais importante do que a própria vibração, e que os ciclos da vibração pico (ou choques) são os que mais contribuem para o aparecimento da fadiga, sendo as vibrações de baixa frequência relativamente sem importância.

O corpo humano apresenta maior sensibilidade na faixa de frequência que corresponde às frequências de ressonância da massa abdominal, e pulmões, de 4 a 8 Hz. De acordo com Zong e Lam (2002), o abdômen é a maior cavidade no corpo, ainda que os órgãos internos preencham todo o espaço. As vísceras abdominais incluem dois tipos principais de órgãos, que são os sólidos e os ocos, que se comportam totalmente diferente quando submetidos a vários tipos de carga mecânica. Os órgãos sólidos incluem o fígado, o baço, o pâncreas, os rins, as glândulas supra-renais, e os ovários; os órgãos ocos incluem o estômago, o intestino delgado e grosso, a bexiga urinária, e o útero (ROUHANA, 1993).

Harris e Persol (2002) explicam que as vísceras abdominais têm uma alta mobilidade, devido à rigidez muito baixa do diafragma, do volume de ar dos pulmões e da caixa torácica acima delas. Sob influência da vibração longitudinal e transversal do tronco, a massa abdominal vibra para dentro e para fora da caixa torácica. Durante a fase do ciclo em que o conteúdo abdominal se move em direção às costelas, a

parede abdominal é comprimida na direção contrária e o abdômen parece maior em volume; ao mesmo tempo, a deflexão para baixo do diafragma causa uma diminuição na circunferência do peito. Por isso, os critérios de lesão para as vísceras são de grande abrangência. Dos dados na literatura, o percentil 10 para lesão moderada é 0,22 kN, o percentil 50 é 2,6 kN e o percentil 90 é 6,7 kN (ZONG; LAM, 2002).

Poucos estudos encontrados na literatura investigaram variáveis fisiológicas relacionadas à mobilidade gástrica e a resposta às vibrações de corpo inteiro. De acordo com Ishitake et al. (2002), os valores dos componentes da frequência e seu espectro de potência proporcionam informações confiáveis sobre a mobilidade gástrica. Alguns estudos têm reportado uma prevalência no aumento dos sintomas gastrointestinais em trabalhadores expostos a vibrações de corpo inteiro (SEIDEL; HEIDE, 1986; MIYASHITA et al., 1992). Porém, os resultados destes estudos ainda permanecem inconsistentes e incompletos (KJELLBERG; WIKSTROG, 1987; ISHITAKE et al., 1998).

Ishitake et al. (2002) não encontraram diferenças significativas na resposta da mobilidade gástrica à frequências de vibração entre 4 e 6,3 Hz, diferentemente do que é proposto nas curvas de ponderação da norma ISO 2631-1(1997). Os autores sugerem que a utilização das curvas de ponderação da norma ISO 2631-1 podem subestimar os efeitos da exposição do corpo à vibrações de baixa frequência (4-6 Hz) na mobilidade gástrica. Dupuis e Zerlett (1986) encontraram que o movimento dos órgãos internos do corpo aumenta nas frequências de vibração de 3 a 6 Hz, causando forças (de compressão e estiramento) consideráveis nos tecidos nesta faixa de frequência, causando desordens na contração e no ritmo motor gástrico. Harris e Piersol (2002) cita que o deslocamento periódico das vísceras abdominais tem a sua ressonância entre 3 e 3,5 Hz, enquanto as frequências entre 3 e 8 Hz afetam os intestinos (BERASATEGUI, 2000).

A maioria das pesquisas na área da biomecânica sobre os riscos de lesão associadas aos índices de tolerância tem sido realizada pela indústria automotiva. Não existem muitos critérios de lesão que se referem diretamente as força compressiva axial sofrida pela pélvis, sendo que a *Federal Motor Vehicle Safety Standard* (FMVSS) especifica a carga máxima de 7,6 kN como limite para lesão na pélvis. Porém devido à sensibilidade da tolerância da taxa de força de fratura da pélvis, tem-se sugerido que este limite é conservativo para curtos pulsos de carga (MERTZ, 1993).

Com relação as vibração na parte superior do corpo, a maioria dos estudos investiga as patologias advindas da exposição às vibrações

de altas frequências, como a síndrome de Raynaud ou dos dedos brancos, a síndrome do túnel do carpo e a tendinite (STARCK; PYYKKO, 1986). Porém, dependendo da atividade, podem ser detectadas vibrações de amplitudes e frequências variadas nas mãos e braços. Um trabalhador utilizando um martelo, por exemplo, está exposto às vibrações com menores magnitudes entre as frequências 25-1000 Hz, enquanto sofre acelerações de alta magnitude nas frequências entre 1-10 Hz (ENGSTROM; DANDANELL, 1986). Em operantes de britadeiras, a frequência dominante é menor do que 25 Hz, mas podem ocorrer picos entre 50 e 100 Hz (TASKER, 1986). Rasmussen (1982) cita a ocorrência de ressonância na mão fechada (posição de pegada) entre 50 e 200 Hz, no antebraço entre 16 e 30 Hz, e no ombro de 4 a 5 Hz. Em contraste, a vibração transmitida pela manopla de uma motocicleta tem uma quantidade maior de energia vibratória, entre as frequências de 8-32 Hz, dependendo da velocidade e da superfície da estrada (YOKOMORI; NAKAGAWA; MATSUMOTO, 1986).

A impedância mecânica, assim como a massa aparente, é outra forma de mensuração da vibração muito utilizada no sistema mãos e braços. Ela caracteriza a relação entre o movimento do sistema dedos-mão-braço e a força dinâmica atuando no ponto de contato (WU; DONG; WELCOME, 2006). A impedância do sistema mão e braço tem sido medida por vários autores como Dieckmann (1957), Hempstock e O'connor (1986), Reynolds e Falkenberg (1982) e Reynolds e Soedel (1972), com pouco acordo entre eles, estabelecendo uma ressonância entre aproximadamente 20 Hz. Outros autores como Denisov e Sergeev (1968), Dupuis e Zerlett (1986) e Iwata et al. (1972) avaliaram a transmissão da vibração através da mão e do braço para a cabeça, e relataram a ocorrência de ressonância entre 12-16 Hz, dependendo da orientação do cotovelo.

Em contraste com a conclusão de que a vibração causaria somente efeitos deletérios ao sistema musculoesquelético, e, portanto deveria ser evitada, estudos realizados com animais indicam que um curto período de exposição diário, de até 20 minutos, às vibrações de baixas amplitudes ( $>0,5$  g) e de altas frequências (15-90 Hz) podem ter fortes contribuições para o anabolismo do tecido ósseo (RUBIN et al. 2002; EISMAN, 2001; RUBIN et al. 2001).

A sensibilidade do osso a estímulos mecânicos de carga é reconhecida como *Lei de Wolff*, na qual especifica que os ossos se formam e se remodelam em resposta às forças mecânicas que lhes são aplicadas (WOLFF, 1986). Baseado nesta teoria, muitos estudos têm investigado a relação entre o nível de atividade física e volume do osso,

e que a força mecânica proporcionada pelo exercício que estimula a atividade osteoblástica (formadora de tecido ósseo) (EISMAN; KELLY; MORRISON, 1993; GUTIN; KASPER, 1992; SNOW et al., 2000; AYALON et al., 1987). Frost (1994) explica que o efeito piezelétrico e a tensão têm o princípio de transformação de energia mecânica em elétrica por meio da força que o osso é submetido quando sofre uma deformidade temporária. A regulação dessa força é medida pela sobrecarga mecânica, sendo que a resposta é imediata, especificamente para o osso que está suportando a carga, o qual estimula os osteoblastos dentro da região da sobrecarga. Com isso, o estresse mecânico provocado pelo exercício é maior, principalmente em atividades que tenham maior tração óssea. Ou seja, quanto maior o estímulo da matriz óssea, maior é a formação ou regeneração óssea (FROST, 1994). Por isso, a aplicação efetiva de sinais de baixa amplitude nos eixos axial e perpendicular do esqueleto humano, talvez pela vibração de corpo inteiro, pode ser um método biomecânico para prevenção da osteoporose (RUBIN et al., 2001).

Girvan e Serina (2002) tentam evidenciar que a exposições do corpo inteiro às vibrações ou choques são condições que não causam risco a saúde, se referindo a comparações com as acelerações “auto geradas” pelo movimento humano no dia a dia. Sobre as lesões na coluna lombar, os autores defendem que, se as cargas medidas num evento particular forem comparadas ou menores do que as cargas experimentadas durante atividades da vida diária, não há razões biomecânicas que indiquem que o incidente em particular possa causar lesão no disco intervertebral.

Apesar de esta idéia parecer fazer sentido, as acelerações causadas pelas atividades da vida diária como caminhar, correr, saltar, podem não ser toleráveis para o organismo, caso essas acelerações provoquem algum tipo de vibração (SANDOVER, 1981; CAPOZZO, 1982; GRIFFIN 1990; NIGG; HERZOG, 1994).

## 2.3 NORMATIVAS SOBRE A EXPOSIÇÃO DO CORPO HUMANO ÀS VIBRAÇÕES

A Organização Internacional para Padronização (em língua inglesa: *International standards organization*; em língua francesa: *L'organisation internationale de normalisation*), popularmente conhecida como ISO, é uma entidade que atualmente congrega as instituições de padronização de 170 países. Fundada em 23 de Fevereiro

de 1947, em Genebra, na Suíça, a ISO aprova normas internacionais em todos os campos técnicos, exceto na eletricidade e eletrônica, cuja responsabilidade é da *International Electrotechnical Commission* (IEC), fundada em 1906. Entre os tipos de classificação da ISO encontram-se normas técnicas, como as da ABNT; classificações, como os códigos de países (PT/ PRT/620 para Portugal; BR/BRA/076 para Brasil); normas de procedimento, como as de gestão da qualidade de acordo com a ISO 9000 (OIP, 2009).

De acordo com a definição da ISO, normas são acordos documentados contendo especificações técnicas ou outro critério preciso para ser utilizado conscientemente como regras, guias, ou definições de características, para garantir que materiais, produtos, processos e serviços sejam apropriados para seu propósito. As padronizações são também utilizadas para especificar metodologia de mensuração e análise, para assegurar que laboratórios diferentes obtenham resultados similares de dados comuns. Qualquer laboratório pode então simplesmente reportar que o método de medição utilizado foi feito “de acordo com a Norma (número)”, sem serem necessárias explicações adicionais (MANSFIELD, 2005).

Durante várias décadas tem-se desenvolvido a formação de um forte consenso de que a exposição de indivíduos às vibrações e aos choques mecânicos causam danos significativos à saúde. Desde então, várias padronizações e normas de segurança foram elaboradas para prevenir trabalhadores de doenças causadas pela exposição a diferentes tipos de vibrações mecânicas, como a primeira padronização internacional de vibrações no corpo inteiro (ISO 2631-1974), que foi desenvolvida na metade do ano de 1960. Esta padronização é adotada como o principal mecanismo responsável pela classificação alemã e francesa de doenças ocupacionais (DUPUIS, 1994).

No Brasil, a questão da vibração no corpo humano é ainda muito pouco explorada, sendo que a única norma reguladora, a NR 15 do Ministério do Trabalho e do Emprego, remete para as normas internacionais ISO 2631 (1997), que abordam as vibrações de corpo inteiro e ISO 5349 (2001), que abordam as vibrações nas mãos e braços, quando relacionadas à insalubridade, porém, sem qualquer menção aos procedimentos ou equipamentos de medição (XIMENEZ, 2006). Já quanto aos riscos ergonômicos não existe ainda no Brasil referência às normas internacionais (STAYNER, 2001).

Griffin, Parsons e Whitham (1982) apresentam algumas razões para medir a exposição humana à vibração, destacando-se o desenvolvimento de documentação padronizada para padronizar as

vibrações no corpo humano, a determinação dos níveis de vibração e sua redução em faixas de frequência que podem prejudicar o corpo humano, e o fornecimento de dados que podem ser utilizados para comparação entre dois ou mais ambientes ocupacionais.

São várias as normas existentes que definem métodos para mensuração e avaliação das vibrações no corpo humano. As principais são duas: a ISO 2631-1 (1997) *Mechanical vibration and shock – Evaluation of human exposure to whole body vibration. Part 1: General Requirements*; e a British Standard 6841 (1987) *Measurement and evaluation of human exposure to whole body vibration*.

Ambas as padronizações citadas assumem que a magnitude da aceleração, o espectro da frequência e a duração da exposição representam as principais variáveis que contribuem para o aumento dos efeitos deletérios ao organismo. Também concordam que a tolerância à vibração aumenta de acordo com a diminuição da amplitude e o aumento da frequência de vibração (MANSFIELD, 2005).

A norma mais citada e referenciada nos trabalhos científicos é a ISO 2631-1. A primeira versão da ISO 2631 foi desenvolvida na metade do ano de 1960 (SAYNER, 2001), e publicada em 1974, sendo posteriormente reimpressa, com mudanças editoriais, de figuras e de tabelas em 1978 (GRIFFIN, 1998). Em 1982 foi adicionada à ISO 2631 uma emenda em que foi definido o valor ponderado global de vibração, por meio da combinação dos três eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ . Três anos mais tarde, a ISO 2631-1 foi revisada e republicada com o seguinte título: *evaluation of human exposure to whole body vibration - part 1: general requirements*, regulamentando também os limites de conforto, fadiga e exposição às vibrações ocupacionais. A partir de 1997, a versão revisada da ISO 2631 não apresenta mais os limites de exposição a vibrações ocupacionais, sendo estes determinados em função dos cálculos de valor dose de vibração (VDV) e de valor dose de vibração estimado (eVDV), dados em termos da raiz da média quadrática r.m.s. (*root mean square*) (PRASAD; TEWARI; YADAV, 1995; GRIFFIN, 1998).

A norma ISO 2631-1 (1997) classifica três tipos de exposição humana à vibração: vibrações transmitidas simultaneamente à superfície total do corpo e/ou a partes substanciais dele; vibrações transmitidas ao corpo como um todo através de superfícies de sustentação, como os pés em uma pessoa em pé, região pélvica em uma pessoa sentada, ou a área de sustentação de uma pessoa recostada; vibrações aplicadas a partes específicas do corpo, como cabeça e membros.

De acordo com Mansfield (2005), quando a vibração ocorre simultaneamente em mais de uma frequência discreta que esteja na

banda de 1 a 80 Hz, como é o caso das vibrações que ocorrem durante as práticas esportivas, o valor da aceleração de cada componente de frequência será avaliado separadamente em relação ao limite apropriado nesta frequência. Para procurar caracterizar as faixas de conforto humano, os limites de exposição são fornecidos para uso de acordo com três critérios: a preservação do conforto, a eficiência de trabalho e a segurança ou saúde. O limite do conforto reduzido está relacionado com o nível de aceleração vertical, a partir do qual as pessoas sentem-se incomodadas pela vibração, tendo mais dificuldades para executar tarefas que exigem certa concentração, como comer, ler e escrever. O limite de queda de eficiência define o limite além no qual a exposição prolongada à vibração pode trazer uma queda de eficiência na atividade desenvolvida, particularmente relacionada à fadiga quando a exposição é prolongada. Esse limite é três vezes maior do que o limite associado ao conforto reduzido. Já o limite de tolerância é dado em termos de valores máximos de aceleração que uma pessoa pode ficar exposta de modo seguro, para qualquer condição de frequência, duração e direção. Este limite é estimado como sendo duas vezes superior ao limite de queda de eficiência (MANSFIELD, 2005).

Duas zonas de precaução para perigo à saúde são incluídas na ISO 2631-1 (1997), baseadas nas aproximações r.m.s e no VDV, com duração de exposição de 4 a 8 horas. Porém a norma adverte contra a utilização destas zonas para exposições de curta duração, e provê parâmetros para avaliação de choques repetitivos utilizando métodos alternativos, como o *running r.m.s*, o *maximum transient vibration value* (MTVV), ou o VDV estimado (eVDV) baseado na quarta potência da aceleração. Griffin (1998) explica que quando o limite de fator de crista (valor pico dividido pelo valor r.m.s) do sinal excede 9, a norma diz que o método de avaliação r.m.s subestima os efeitos da vibração no corpo humano, e indica a utilização dos métodos alternativos. Porém, mesmo nestes métodos alternativos o r.m.s é ainda considerado como a principal análise, além de não haver nenhuma orientação de como utilizar os métodos alternativos citados para avaliação de conforto ou para compará-los com outros valores (MANSFIELD, 2005).

De acordo com Mansfield (2005), com relação à utilização dos métodos alternativos (eVDV, *running r.m.s* e MTVV) para duração de 5 a 30 minutos, existe uma controvérsia nos valores correspondentes a cada zona de precaução, sendo que é possível exceder os limites de uma região utilizando um dos métodos de análise, e não exceder esta zona utilizando-se outro método. Isso porque o aumento de duas vezes a magnitude da aceleração r.m.s resulta numa diminuição do tempo de



exposição de um fator de 16 para um método, enquanto que para outro método esse fator é de 4. Portanto, se dois indivíduos forem avaliados de acordo com os métodos alternativos citados na norma ISO 2631-1 (1997), uma ampla variação dos resultados pode ser encontrada. Por isso estes métodos têm sido duramente criticados pela falta de base fisiológica e biomecânica na análise de vibrações transitórias, além de não ser citada nenhuma zona de risco na norma ISO 2631-1 para o método MTVV (MORRISON et al. 1999).

A norma British Standard 6841 (1987) *Measurement and evaluation of human exposure to whole body vibration* foi publicada em 1987 na Inglaterra, em resposta as falhas encontradas na ISO 2631 (1985), para inferir adequadamente sobre a exposição do corpo inteiro a vibrações. Esta norma parece ter obtido apreciação da maioria dos usuários, embora alguns inconvenientes ainda sejam encontrados (MANSFIELD, 2005). Na sua grande maioria, as recomendações da norma BS 6841 são similares às da norma ISO 2631. Ela apresenta curvas que relacionam a aceleração e a frequência com escalas subjetivas em extremamente desconfortável, muito desconfortável, desconfortável, médio desconfortável, pouco desconfortável e não desconfortável. O mesmo método de análise para movimentos transientes da ISO 2631-1 (1997) é utilizado (VDV), mas este critério é utilizado quando o fator de crista do sinal ultrapassa o valor de 6, o que é menos questionável do que o valor 9 adotado pela ISO 2631-1 (1997) (GRIFFIN, 1990).

De acordo com Mansfield (2005), as padronizações são designadas para promover um consenso do melhor aviso no tempo atual de publicação, pois o estado do conhecimento científico está em mudança constante e, como resultado, as normas são periodicamente atualizadas e aprimoradas. Em caso de conflito entre as normas existentes, os pesquisadores devem usar seu julgamento para selecionar a metodologia mais apropriada. Eventualmente pode ser utilizada uma versão anterior da norma, desde que haja uma razão justificável para sua utilização.

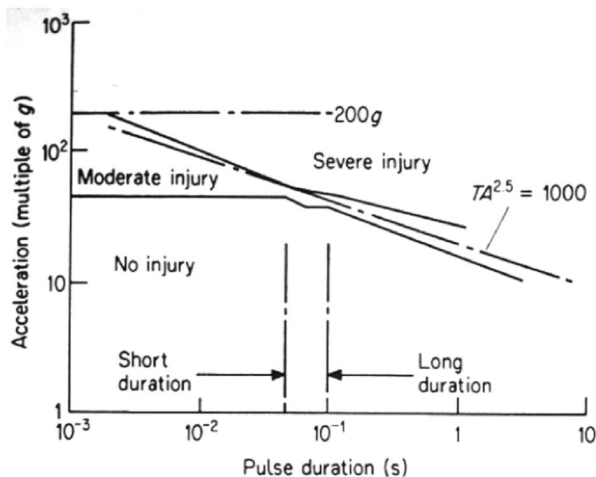
Entretanto, mesmo com a atualização constante dessas padronizações, elas ainda são bastante limitadas pela falta de dados experimentais. Elas também desconsideram algumas variáveis importantes como a postura e as tensões musculares do corpo humano durante a aplicação da vibração, que, de acordo com Morrison et al (1999) e Mansfield (2005), são variáveis importantes para determinar como a vibração é efetivamente transmitida (bem como liberada e absorvida) pelo corpo. Griffin (1998) ainda afirma que dentre as várias

falhas encontradas a mais importante é o fato das normas não fornecerem nenhuma informação sobre a população analisada e da instrumentação utilizada na medição da vibração adotada para a elaboração dos critérios.

Como já citado, nenhuma referência é encontrada na literatura sobre a avaliação de vibrações do tipo transitórias, como os impactos mecânicos causados por movimentos esportivos. Um método alternativo para avaliar choques mecânicos tem sido proposto por Payne (1976). Este método se refere ao índice de resposta dinâmica (DRI) e utiliza um sistema simples de segunda ordem constituído de uma massa, uma mola e um amortecedor para simular a mobilidade da parte superior do corpo em resposta a um único choque. Embora este método tenha sido inicialmente projetado para eventos únicos de impacto como ejeção de cadeiras de avião, o modelo DRI tem sido utilizado para a avaliação de choques repetitivos. Payne adotou a teoria de falha por fadiga do material para prever os efeitos dos choques mecânicos repetitivos. Os sucessivos valores do DRI eram somados e relacionados à falha das vértebras por fadiga.

Embora haja dados para suportar a aplicação do DRI para choques únicos e com grandes amplitudes, o uso desse método para prever os efeitos crônicos para a saúde dos choques mecânicos repetitivos não foi ainda validado. Para as medidas subjetivas, obtidas de acordo com o tempo de exposição, foi claramente demonstrado que estas condições de impactos e vibrações resultaram em dor e desconforto remanescente (MORRISON et al. 1999).

As curvas da norma ISO 2631 consideram tempo de exposição de um minuto até 24 horas, não sendo aplicadas as vibrações transitórias de curta duração. O único critério que se pode tomar como referência (entendendo a duração do pulso como o tempo total de impacto) para ser utilizado neste estudo, é o citado por Macaulay (1987), mostrado na Figura 4.



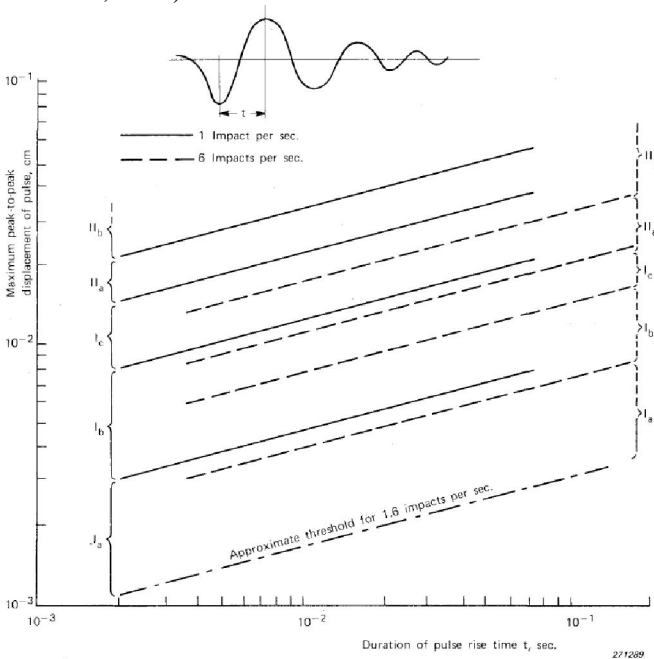
**Figura 4-** Critério de Macaulay para tolerância do corpo inteiro à vibração.  
 Fonte: Santos (2003 apud MACAULAY, 1987, p. 206).

Este critério foi criado mediante testes em militares voluntários e animais anestesiados, com algumas estimativas para acidentes de impactos, e foi realizada para a pessoa sentada, com a aceleração na direção ântero-posterior. Há uma tendência global de que quanto menores as durações dos eventos, maiores acelerações o organismo suporta, e isto aparece para três regiões, sendo uma região de curta duração para tempos inferiores e abaixo de aproximadamente 0,05 s, uma região de longa duração (para tempos maiores que 0,1 s), e uma região intermediária.

Porém, esse critério não cita o número de impactos, o período de exposição, nem o intervalo entre as repetições dos mesmos que sejam mínimos para que não haja lesões. De acordo com Morrison et al. (1999), qualquer método capaz de prever o risco de lesão advindo de choques mecânicos repetitivos deve ser baseado em uma ampla base de dados de estudos que investiguem a resposta humana, a incidência de lesões, as propriedades materiais e os modelos teóricos biomecânicos.

Outro critério estabelecido para vibrações transitórias é citado por Rasmussen (1982). O critério, mostrado na Figura 5, indica a tolerância a indivíduos na posição em pé ou supinada aos impactos verticais na forma de pulsos. A reação subjetiva é plotada em função do deslocamento máximo do pulso (distância pico a pico em centímetros) e seu tempo de subida (tempo pico a pico em segundos). O processo de decaimento do pulso do impacto é considerado como pouco significativo

na prática, por isso, seu tempo não foi considerado no critério (RASMUSSEN, 1982).



**Figura 5-** Tolerância de indivíduos na posição em pé ou supinada, a impactos verticais na forma de pulsos. Fonte: Rasmussen (1982).

Os números indicam as seguintes reações para as áreas entre as linhas: Ia, limite de percepção; Ib, fácil percepção; Ic, percepção forte e perturbação; IIa, muito desconfortável, risco elevado para exposições longas; IIb, extremamente desconfortável, risco muito elevado. Porém, esse critério não pôde ser utilizado para referenciar os resultados encontrados neste estudo pelo fato de que o programa aqui utilizado (AqDanalysis 7.0) não disponibilizar as medidas do deslocamento máximo de pulso (distância pico a pico).

Considerando a enorme dificuldade e a utilização de métodos variados de análise, as frequências de ressonância do corpo humano podem diferir entre os estudos, bem como da realidade. Porém, estas informações são úteis como fontes de consulta e informações para futuras pesquisas.

## 2.4 TIPOS DE VIBRAÇÕES QUE OCORREM NOS ESPORTES

Os impactos mecânicos ocorrem frequentemente na maioria dos esportes, em modalidades que envolvem corrida, saltos, chutes, quedas, ou choques entre os atletas ou entre os atletas e os objetos.

Santos e Piucco (2006), em um trabalho de revisão bibliográfica, realizaram um levantamento dos principais estudos envolvendo os efeitos das forças impactantes no organismo dos atletas. Foi encontrada uma quantidade considerável de estudos investigando os impactos repetitivos gerados durante a corrida, e outros sobre os impactos nas aterrissagens dos saltos no voleibol e basquetebol, nos chutes do *taekwondo* e nas quedas do judô. Porém, não foram encontradas investigações sobre as características da distribuição espectral das vibrações transitórias que ocorrem nas diferentes modalidades esportivas realizadas por meio de acelerômetros.

Com relação à força de reação do solo, segundo Nigg e Herzog (1994), dependendo da atividade desportiva que realiza, um atleta pode produzir níveis de força vertical que podem chegar até 12 vezes o seu peso corporal (PC). De acordo com Amadio (1999), em certas modalidades esportivas os atletas podem produzir picos de força que podem ultrapassar 16 PC, como ocorre na aterrissagem da segunda fase do salto triplo do atletismo, e até 14,4 PC na ginástica olímpica, correspondendo a valores de aceleração de impacto de até 200 g. Fantini e Menzel (2001) citam que com as técnicas de aterrissagem mais apuradas de saltos no voleibol, os impactos máximos não ultrapassam 4,5 PC. No entanto, com técnicas não apuradas, este chegam entre 6 e 7 PC. No basquetebol os valores de impacto na aterrissagem chegam a 5,56 PC (SACCO et al., 2004), e no *step training* até 2,04 PC (PANDA, 2001).

Piucco e Santos (2006) analisaram as características de impacto (magnitudes e número de repetições por treino) nos membros inferiores (joelho e tornozelo) em atletas de voleibol feminino, realizando cortadas e bloqueios, relacionando-as com as lesões (local e número) sofridas pelos mesmos. Os resultados mostraram que, durante as cortadas, as maiores magnitudes de impacto no joelho foram encontradas no eixo ântero-posterior (38,13 g), e no tornozelo no eixo vertical (50,78 g); durante bloqueios os maiores valores de impacto no joelho ocorreram no eixo ântero-posterior (27,72 g) e no tornozelo no eixo vertical (30,25 g). O local mais lesionado foi o tornozelo, seguido do joelho, sendo os movimentos de bloqueios e cortadas os principais mecanismos causadores dessas lesões. Já para os atletas de voleibol masculino,

Santos, Esteves e Oliveira (2005) encontraram magnitudes de impactos no eixo ântero-posterior do joelho durante as aterrissagens de saltos de cortadas (87,88 g) e bloqueios (33,26 g).

Santos, Detanico e Reis (2009) investigaram as características cinemáticas e de impacto na aterrissagem do arremesso em suspensão de atletas amadores de handebol. Foi utilizado um acelerômetro triaxial para identificar as magnitudes de impacto nos membros inferiores (joelho e tornozelo) e o sistema de reconstrução tridimensional de movimento DMAS 5.0<sup>®</sup> para analisar os ângulos de flexão do joelho e do quadril na aterrissagem do arremesso, sendo que os dados de acelerometria e cinemática foram coletados simultaneamente. As maiores magnitudes de impacto foram obtidas no tornozelo no eixo ântero-posterior, e os ângulos de flexão na fase de contato com o solo foram inferiores à fase de máxima flexão de aterrissagem, tanto para o joelho (27,24° e 33,75°) quanto para o quadril (25,77° e 26,77°) respectivamente. O impacto no joelho no eixo ântero-posterior obteve correlação inversa com o ângulo de flexão de joelho ( $r = -0,64$ ) e quadril ( $r = -0,77$ ), enfatizando que a execução correta da técnica de amortecimento com uma maior amplitude de flexão das articulações dos membros inferiores no momento do impacto deve ser adotada a fim de minimizar os efeitos cumulativos das sobrecargas ao longo dos anos de treinamento.

Santos et al. (2007) analisaram as relações entre desvios posturais, tempo de prática, número de lesões e magnitudes de impacto no joelho e no tornozelo na fase de aterrissagem do arremesso em suspensão no handebol. As maiores magnitudes dos impactos ocorreram no eixo ântero-posterior tanto no joelho (28,24 g) quanto no tornozelo (59,81 g), e foi encontrada correlação significativa entre o número de lesões ( $r = 0,64$ ) e os desvios posturais ( $r = 0,71$ ) com as magnitudes de impacto no tornozelo. Os autores concluíram que as magnitudes de impacto podem ser consideradas como um mecanismo de lesão, assim como um fator interveniente nas alterações posturais dos atletas de handebol.

Piucco et al. (2007) investigaram a relação existente entre os impactos gerados durante as aterrissagens no basquetebol e as lesões nos membros inferiores. Os maiores valores de impacto no tornozelo ocorreram no eixo vertical durante as aterrissagens nos saltos de bandejas (53,23±14,26 g) e rebotes (36,9±12,05 g). No joelho os impactos foram maiores no eixo ântero-posterior, tanto durante as aterrissagens de bandejas (28,86±8,7 g) quanto de rebotes (15,83±3,72 g). Encontrou-se correlação ( $p = 0,033$ ) entre as magnitudes de impacto

geradas no eixo vertical do tornozelo durante as aterrissagens de bandejas com o acometimento de lesão nos atletas.

Coelho e Santos (2008) objetivaram identificar o número de saltos por aula, as magnitudes e os tempos dos impactos no tornozelo e joelho de professores de *Body Combat* durante a aterrissagem do movimento de *Jump Kick (Mix 30)*, bem como relacionar os impactos com a massa corporal, a estatura e o tempo de prática dos professores. Os professores realizaram cerca de 1420 saltos por aula; as maiores médias de impactos ocorreram no tornozelo no eixo ântero-posterior (18,87 g); o maior tempo médio de impacto ocorreu no eixo ântero-posterior do joelho (0,028 s) e não encontraram-se correlações significativas entre a massa, a estatura e o tempo de prática com as magnitudes dos impactos. Os autores especificam que, mesmo sendo os valores de impactos encontrados considerados baixos, medidas preventivas devem ser tomadas devido ao alto número de impactos aos quais são submetidos os professores diariamente.

Piucco e Santos (2008) encontraram correlação positiva entre a massa corporal ( $r = 0,85$ ) e entre o %G ( $r = 0,73$ ) com os impactos gerados no tornozelo (eixo vertical) durante aterrissagens da cortada no voleibol. Os autores explicam que o aumento no %G acarreta o aumento da massa corporal total, o que influencia diretamente nas forças de impacto geradas durante a colisão. Não houve correlação significativa entre as características corporais dos atletas com as cargas geradas no joelho, o que os autores justificam pela técnica de amortecimento realizada durante a aterrissagem, caracterizada pela flexão do joelho na direção ântero-posterior que contribui para amenizar os efeitos dos impactos, independente de massa corporal.

Os impactos gerados durante a corrida tem sido alvo de várias investigações. Mercer et al. (2003a) realizaram um estudo com o objetivo de determinar o efeito da fadiga na atenuação do choque de impacto durante a corrida transmitida dos pés à cabeça através do corpo. Foram colocados acelerômetros na cabeça e na parte distal da tíbia em dois grupos de 10 sujeitos após terem realizado protocolo incremental máximo de corrida em esteira. A atenuação do choque foi 12% menor ( $-9,8 \pm 2,6$  dB) após os indivíduos realizarem o teste incremental do que antes ( $-11,3 \pm 2,7$  dB) da realização do teste.

Mercer et al. 2003b investigaram os efeitos do comprimento (CP) e frequência (FP) de passo na atenuação dos choques medidos por acelerômetros durante a corrida. Os sujeitos realizaram três testes de corrida com alterações no CP e na FP em relação ao CP e FP preferencial (CPP e FPP): o primeiro com alterações no CP (+15% CPP,

CPP, -15% CPP) e sem alterações na FPP; o segundo com alterações na FP (+15% FPP, FPP, -15% FPP) e sem alterações na CPP; e o terceiro experimento com alterações tanto no CP quanto na FP (+10% CPP/-10% FPP, CPP/FPP, e -10% CPP/+10% FPP). Os resultados mostraram que a atenuação dos impactos aumentou de acordo com o aumento do CP, mas não sofreu variação com a alteração da FP.

Mizrahi, Verbitsky e Isakov (2000) investigaram os possíveis efeitos da fadiga nas magnitudes dos impactos gerados durante o contato do calcanhar com o solo e na atenuação destes choques ao longo do corpo durante contrações excêntricas, durante a corrida em esteira inclinada -4° (descida) e nivelada. Os impactos na tuberosidade da tíbia e no sacro, decorrentes do contato do pé com o solo, foram registrados a cada cinco minutos, e durante a corrida em descida com as contrações musculares excêntricas. Estes impactos foram associados ao aumento da propagação do choque da tíbia para o sacro, mesmo com os sujeitos ainda não fadigados.

Lafortune et al. (1995) compararam os sinais de aceleração axial obtidos simultaneamente com acelerômetros fixados diretamente no osso (*bone mounted*) e sobre a pele (*skin mounted*) durante a corrida. Cinco indivíduos do sexo masculino foram investigados, correndo a 4,5 m/s em uma esteira. Após anestesia local, um acelerômetro foi fixado no osso da tíbia (AO) por um pino de 4,7 mm de diâmetro inserido a 5-7 cm de profundidade, na direção médioposterior, 3 cm abaixo do platô da tíbia. Outro acelerômetro foi montado sobre a pele (AP), colado com cola acrílica e envolvido por faixa. Os dados foram analisados no domínio do tempo (pico e tempo do pico) e da frequência (potência espectral expressa em %), e por meio da função de transferência da vibração pele-osso. Com o AP, as magnitudes dos impactos na tíbia foram estimadas serem 2,1 g maiores e ocorrem 5 ms depois em relação ao AO. A forma de fixação do acelerômetro mostrou diferenças também nos componentes espectrais dos sinais. Para a maioria dos sujeitos investigados, os sinais registrados com o AO obtiveram potência espectral de frequência média menores, e um maior conteúdo espectral de potência nas frequências acima de 100 Hz do que com o AP. Em dois indivíduos, os sinais obtidos com o AP obtiveram um maior conteúdo de potência espectral nas frequências entre 15,7 e 58,6 Hz do que com o AO, de 47,2% versus 15,5% respectivamente, bem como menores componentes de potência na faixa de 7,8 e 11,7 Hz. Em ambos os tipos de fixação do acelerômetro, a potência espectral individual máxima ocorreu entre 7,8 e 19,5 Hz. Os autores concluem que para extrapolação dos componentes dos impactos na tíbia, é importante considerar que



estes são dependentes da distribuição e propriedades dos tecidos das camadas inferiores da pele do respectivo local de fixação do acelerômetro.

Mahar et al. (1997) investigaram a atenuação dos impactos durante a patinação *in-line*. 11 atletas correram e patinaram em uma esteira, na velocidade de preferência, com acelerômetros fixados na parte distal da tíbia e na cabeça. Os resultados mostraram que a patinação gerou valores de pico de impacto, pico de frequência e frequência mediana significativamente menores do que a corrida, tanto na tíbia quanto na cabeça, mas a atenuação do impacto foi similar para os dois movimentos. O patins *in-line* gerou sinais de baixa potência espectral nas faixas de frequências entre 10 e 20 Hz, sugerindo que esta modalidade pode ser utilizada por pessoas que almejam reduzir os impactos durante os treinos aeróbicos.

Alguns estudos têm investigado as forças de impacto geradas durante lutas, mais especificamente durante os chutes de modalidades como *taekwondo* (TKD), caratê, boxe e *muay thai*. Apesar de estes estudos serem realizados com acelerômetros, o método de calibração da voltagem obtida no amplificador corresponde à força que atua no sensor, expressa em quilograma-força (kgf) ou em Newtons (N), ao invés de medir aceleração. Nien, Chuang e Chung (2004) utilizaram um acelerômetro triaxial para medir o tempo de reação e a força dos chutes de ataque de lutadores de diferentes artes marciais. Falco et al. (2009) investigaram o tempo de execução e as forças geradas no chute *bandal chagui* do TKD, e encontraram valores médios da força de impacto de 2089,80 N em competidores experientes. Balius (1993) encontrou forças de impacto de 2103 N, e Li et al. (2005) encontraram forças de aproximadamente 2940 N (homens) e 2401 N (mulheres) em chutes do TKD.

Em contraste, Sidthilaw (1997) registrou picos de força muito maiores nos chutes do *thai boxing*, atingindo valores de 14000N. Ele determinou as características cinéticas e cinemáticas dos chutes utilizando um acelerômetro triaxial, colocado no cinto do atleta. Na comparação entre os chutes de diferentes alturas, a altura média gerou o maior pico de força e impulso, enquanto que na altura máxima ocorreu uma menor força e impulso. A intensidade de pico e o impulso foram diretamente relacionados com a velocidade final do tornozelo ( $r = 0,86$  e  $r = 0,79$  respectivamente), mas não tiveram relação significativa com a força do chute. Os dados revelam que a força gerada por um chute no *thai boxing*, com um tempo relativamente curto, pode facilmente causar

prejuízos neurológicos, fraturas no crânio, fraturas nos ossos faciais e fraturas nas costelas.

Esteves et al. (2006) determinaram as magnitudes de impacto do chute do *taekwondo* (*bandal tchagui*) utilizando um acelerômetro triaxial acoplado a um sistema de aquisição de dados. Os resultados apresentaram em média o valor de  $334,88 \pm 64,66$  g na direção ântero-posterior do pé no momento do chute, concluindo que em função da grande repetição e dos altos valores de impacto nos chutes, a estrutura do pé torna-se mais suscetível a lesões.

Shishida (1988) registrou 11 mortes, entre outras lesões graves, durante a prática de *aikido* no Japão, sendo que oito mortes ocorreram devido à queda. A maioria das vítimas eram relativamente iniciantes, sugerindo que aqueles que praticam a modalidade por um longo período de tempo estão mais protegidos. Ainda, o autor admite que provavelmente alguns casos de lesões graves ou de mortes podem não terem sido reportados pelas universidades onde foi realizada a investigação. Segundo ele, outros estudantes que sofreram e tem sofrido lesões ou até mesmo morrido tem sido submetidos a treinos exaustivos com muita repetição de quedas, sugerindo que as técnicas de queda nas artes marciais para evitar lesões devem ser desenvolvidas juntamente com o processo de aquisição desta habilidade, a fim de evitar riscos para o praticante.

De acordo com Seidel (2005), as cargas externas transmitidas pelas vibrações de corpo inteiro durante atividade física foram muito pouco quantificadas na literatura. Quanto aos efeitos da vibração na performance esportiva, Hatze (1992) quantificou a eficiência do amortecimento do cabo da raquete de tênis para dissipar as vibrações durante as rebatidas. Hennig, Rosenbaum e Milani (1992) utilizaram acelerômetros fixados no punho e no cotovelo dos tenistas a fim de medir as vibrações transmitidas ao braço utilizando diferentes tipos de raquete.

Estudos relevantes também são encontrados sobre a avaliação dos sistemas de suspensão de bicicletas (LEVY; SMITH, 2005; ORENDURFF, 1997). As respostas físicas às vibrações investigadas em ambientes de trabalho ou laboratoriais sugerem que a redução da vibração transmitida aos ciclistas tem a capacidade de melhorar a performance e o conforto dos mesmos, sendo que a ressonância do corpo humano estático é dependente do posicionamento dos membros inferiores, e é reduzida com os joelhos flexionados (LEVY; SMITH, 2005).

Jarrah et al. (1997) investigaram as respostas do corpo humano aos impactos gerados na corrida por meio de modelos constituídos de massas e de molas, com parâmetros de amortecimento linear e não linear. Os autores dividiram a frequência de resposta de cada segmento corporal em três faixas: baixa, média e alta, e observaram que a transferência máxima da aceleração através do corpo humano na direção longitudinal ocorreu na faixa de frequência média de 1-10 Hz, com uma diminuição significativa na magnitude de transferência da aceleração encontrada no modelo não linear comparado ao modelo linear. O autor explica que a alta quantidade de energia dissipada é responsável pela causa de fadiga nos segmentos corporais. Como o amortecimento é causado pela taxa de força realizada, uma grande quantidade de dissipação de energia causa fadiga devido à alta taxa de esforço nos músculos e ligamentos. Devido à natureza cíclica dessas cargas, os músculos e ligamentos podem romper. Os resultados mostraram que os efeitos do amortecimento não linear são significativos, e que os sujeitos com uma grande quantidade de gordura corporal podem ter um grau mais elevado de amortecimento não linear, o que aumenta a resposta de atenuação da vibração nas suas articulações e ligamentos.

A idéia de enrijecimento muscular tem sido recentemente apresentada como uma resposta adaptativa dos músculos às forças de impacto (NIGG; COLE; BRUGGEMANN, 1995; NIGG, 1997; NIGG; WAKELING, 2001). É proposto que as adaptações musculares que antecedem o contato do calcanhar com solo durante a corrida são realizadas pela contração muscular, a fim de evitar possível ressonância de vibração dos tecidos moles que podem ocorrer quando a frequência do sinal gerado e as frequências naturais de vibração dos compartimentos dos tecidos moles são próximas.

Evidências diretas tem sido providenciadas para suportar este conceito de enrijecimento muscular para sinais de vibração senoidais (WAKELING; NIGG; ROZITIS, 2002) e transientes na fase de impacto da caminhada (WAKELING; LIPHARDT; NIGG, 2003) e de contato do calcanhar durante a corrida (BOYER; NIGG, 2004). Em resposta às vibrações impostas nessas situações investigadas, os autores observaram um aumento do poder de dissipação pelos compartimentos de tecidos moles quando a frequência de excitação correspondia à frequência de vibração natural dos mesmos. Nesta frequência de excitação foi também observado um aumento na atividade muscular antes e durante a ocorrência da vibração, caracterizando uma resposta de ativação muscular.

Quanto ao problema de lesão na coluna lombar geradas por certos níveis de vibração, os autores Girvan e Serina (2002) levantam a seguinte questão: “se correr e caminhar causa acelerações acima de 30 m/s<sup>2</sup> na cabeça, a maioria das pessoas não suportariam uma exposição à vibração no corpo inteiro que envolvesse tais níveis de aceleração. Porém, esta aceleração é suportada por corredores sem que ocorra problemas de lesão na lombar devido a duração prolongada. Então, como explicar a ocorrência de efeitos diferentes para acelerações de intensidades tão similares?” Infelizmente, os autores não chegam a nenhuma resposta eficaz para esta questão, o que reflete a necessidade de maiores investigações sobre o mecanismo e os efeitos das vibrações no corpo humano.

A relação entre o nível de atividade física e a densidade óssea indica que a força mecânica proporcionada pelo exercício estimula a atividade osteoblástica (formadora de tecido ósseo) (EISMAN; KELLY; MORRISON, 1993; GUTIN; KASPER, 1992; SNOW et al., 2000; AYALON et al., 1987). Porém, a maioria dos estudos experimentais indica que as vibrações geradas durante atividades da vida diária como caminhar, correr, saltar, podem alcançar níveis não toleráveis para o organismo (SANDOVER, 1981; CAPOZZO, 1982; GRIFFIN 1990; NIGG; HERZOG, 1994).

Além dos valores de tempo e magnitude dos impactos, para que se possa investigar melhor o efeito dos impactos mecânicos no organismo, é importante considerar o número de repetição e o tempo de ocorrência entre um carregamento impulsivo e outro. Alguns estudos relacionam o aumento das magnitudes dos impactos com o surgimento da fadiga (VERBITSKY et al. 1998; MIZRAHI; VERBITSKY; ISAKOV, 2000), e que com a aplicação de cargas excessivas, as sínteses celulares dentro da cartilagem articular podem diminuir e aumentar a degradação intra-articular, causando as modificações de deterioração pelo uso comum que acompanham a prática prolongada de exercício (VAZAN, 1983).

Dickinson, Cooks e Leinhardt (1985) relataram um aumento nos efeitos deletérios causados pelos choques transmitidos ao sistema musculoesquelético durante a corrida, pois devido as grandes forças dinâmicas aplicadas, os amortecedores naturais do sistema músculo esquelético podem tornar-se insuficientes. Nas práticas esportivas o número saltos realizados é bastante alto. Estudos realizados mostram que durante um jogo de voleibol os levantadores efetuam cerca de 270 saltos, os atletas de meio 223 saltos, os ponteiros da saída de rede 197 saltos e os ponteiros da entrada de rede 128 saltos, resultando numa

média de 194 saltos durante uma partida (IGLESIAS, 1994), e aproximadamente 60 saltos por hora (LIAN et al. 1996).

Com relação ao judô, Serra (1993) comparou a força de reação do solo na projeção da técnica *ippon-seoi-nage* entre judocas. A técnica foi executada sobre uma plataforma de força, e os resultados indicaram que houve diferença significativa na força de impulso vertical entre os judocas experientes e os judocas novatos na execução da técnica *ippon-seoi-nage*, sendo que os experientes apresentaram maiores magnitudes nas forças de reação medidas pela plataforma de força. As forças de reação do solo durante o choque do judoca com o tatame foram investigadas por Santos et al. (2005), e chegaram a 2,3 PC na mão, 6,9 PC no quadril e 5,3 PC no pé.

A análise biomecânica das projeções do judô é muito pouco explorada na literatura. Imamura et al. (2006) realizaram uma análise cinemática tridimensional do centro de massa de judocas projetados em três diferentes técnicas do judô, sendo uma delas a técnica *ippon-seoi-nage*. Os impulsos medidos foram maiores durante as fases de desequilíbrio para a entrada (*kuzushi*) e entrada da técnica (*tsukuri*) (onde ocorre predominantemente a colisão entre o *tori* e o *uke*); a técnica *ippon-seoi-nage* demonstrou os menores impulsos e manteve um momento anteriorizado no corpo do *uke* durante toda a projeção. Porém, o estudo de Imamura et al. (2006) não diz nada a respeito das variáveis lineares e angulares do movimento do *uke*.

Santos (2003) descreve algumas características cinemáticas da execução da técnica *ippon-seoi-nage*, que são: tempo de execução 2,10 s; tempo de queda 0,09 s e tempo do *ukemi* propriamente dito 0,03 s. A mão inicia a queda com uma velocidade de -1,36 m/s em *x*, 0,43 m/s em *y*, e -0,17 m/s em *z* e, imediatamente antes de tocar o solo, apresenta uma velocidade de -7,02 m/s em *x*, -0,92 m/s em *y* e -9,70 m/s em *z*; o quadril inicia a queda com uma velocidade de -2,47 m/s em *x*, 0,80 m/s em *y* e -1,99 m/s em *z* e, imediatamente antes de tocar o solo, apresenta uma velocidade de -2,87 m/s em *x*, -2,90 m/s em *y* e -6,01 m/s em *z*; o pé inicia a queda com uma velocidade de -0,67 m/s em *x*, 0,37 m/s em *y* e -1,11 m/s em *z* e, imediatamente antes de tocar o solo apresenta uma velocidade de -7,6 m/s em *x*, -2,27 m/s em *y* e -9,11 m/s em *z*.

Santos (2003) investigou as magnitudes de impacto medidas com um acelerômetro triaxial em diferentes regiões no corpo de um judoca ao ser projetado em diferentes tipos de tatames. Os judocas realizaram a técnica *ippon-seoi-nage* sem a vestimenta (*judogui*) e em ambiente laboratorial, com o acelerômetro fixado no punho, quadril e tornozelo, e obtiveram-se as maiores magnitudes médias de impacto de

260,56 g, 12,08 g e 284,16 g no eixo vertical respectivamente. A autora concluiu que as magnitudes de impacto e seus tempos de duração são dependentes do tipo de material utilizado, sendo que os tatames mais densos se mostraram menos impactante e conseqüentemente os menos causadores de lesão.

Piucco (2007) investigou as características dos impactos gerados no punho, quadril e tornozelo durante a queda na projeção de um judoca das técnicas *ippon-seoi-nage*, *uchi-mata* e *o-soto-gari*. As maiores médias de impacto foram encontradas no eixo vertical do punho (351,95 g) e do tornozelo (242,89 g) na técnica *ippon-seoi-nage*, enquanto que os menores valores de impacto foram encontrados no eixo ântero-posterior em todas as técnicas. O tempo de duração dos impactos foi maior na região do quadril, no eixo vertical, para todas as técnicas. A autora conclui que, devido às altas magnitudes de impacto geradas durante a queda na técnica *ippon-seio-nage*, esta não é indicada para praticantes inexperientes, visto que é necessário ter um bom domínio da realização do *ukemi* para a amenização dos efeitos dos impactos, principalmente na região pélvica.

Durante a queda, as vibrações geradas podem estar contribuindo para o acometimento de danos ao organismo dos judocas, principalmente nos órgãos internos, situados na região do abdômen e quadril, os quais possuem maior sensibilidade em faixas de frequência baixas (de 4 a 8 Hz), como já abordado. Além dos órgãos internos, Filho (199-) cita que a lesão dos tecidos moles na região do quadril é uma ocorrência comum em atletas, estando relacionadas a estiramento envolvendo músculos e nervos. A crista ilíaca é particularmente suscetível às lesões devido à sua localização superficial e à pequena massa de tecidos moles na área vizinha.

James e Pieter (2003) sugerem que as quedas consecutivas no judô podem vir a causar traumas. Melo et al. (2005) diagnosticaram a ocorrência de um número elevado de quedas durante as sessões de treinamento de judô, em média  $21,46 \pm 8,46$  quedas por treino, com intervalo de  $58,61 \pm 36,01$  segundos entre as quedas. Santos e Melo (2003) encontram números ainda maiores de  $73,60 \pm 42,34$  quedas por treino, revelando a necessidade de mais estudos que avaliem as implicações das consecutivas quedas no corpo do judoca.

Considerando que, entre outros fatores, o enrijecimento muscular, as diferenças na composição corporal, o biótipo, a posição corporal adotada e as respostas individuais influenciam nas frequências de ressonância do corpo humano (HARRIS; PIERSOL, 2002; MANSFIELD, 2005; BOILEAU; RAKHEJA; WU, 2002; SEAGULL;

WICKENS; 2006), a característica física de judocas pertencentes às diferentes categorias de peso é um fator que pode influenciar nas respostas do organismo de judocas às vibrações geradas durante as quedas. Ainda, os sujeitos com uma grande quantidade de gordura corporal podem ter um grau mais elevado de amortecimento não linear, o que aumenta a resposta de atenuação para o gasto de um alto grau de dissipação nas suas articulações e ligamentos (JARRAH et al. 1997).

### 3 MÉTODOS

#### 3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO

Quanto à natureza, este estudo caracteriza-se como uma pesquisa aplicada, que de acordo com Thomas e Nelson (2002), tende a remeter a problemas imediatos, oferecendo assim resultados de valor imediato, utilizando os chamados ambientes do mundo real, ou seja, utilizando os sujeitos e tendo controle limitado sobre o ambiente da pesquisa. Em relação à abordagem do problema o estudo caracteriza-se como uma pesquisa quantitativa. Conforme Serapioni (2000), a abordagem quantitativa atua em níveis de realidade e tem como objetivo trazer a luz dados, indicadores e tendências observáveis.

Quanto aos objetivos e procedimentos técnicos, este estudo é classificado como: a) pesquisa empírica do tipo *exploratória*, realizada em *laboratório*, para medir as características das vibrações, principalmente as relacionadas com o domínio da frequência, geradas no corpo dos atletas durante a queda. Entende-se por estudos exploratórios, os que permitem ao pesquisador definir o problema de sua pesquisa e formular hipóteses com boa eficácia, possibilitando a escolha das melhores técnicas e métodos para conduzir sua pesquisa, bem como tomar decisões necessárias para enfatizar e detalhar melhor seu objeto de estudo, de maneira que fique ciente das dificuldades que podem advir na condução do estudo (PIOVESAN; TEMPORINI, 1995); b) pesquisa *descritiva*, realizada em *campo*, para investigar os sintomas sofridos pelos judocas durante os treinos que envolvam alto número de queda.

### 3.2 SUJEITOS DA PESQUISA

Para a pesquisa *laboratorial* foram selecionados intencionalmente quatro judocas: um *tori*, faixa preta, com 27 anos, 174 cm de estatura, 77 kg de massa corporal e 15 anos de prática, e que dominava perfeitamente a técnica de projeção utilizada no estudo (*ippon-seoi-nage*); e três *uke* que dominavam a técnica de amortecimento da queda *zempo-kaiten-ukemi*: um representante da categoria meio leve, faixa marrom, com 21 anos, 168 cm de estatura, 63 kg de massa corporal e 16 anos de prática; um representante da categoria meio médio, faixa preta, com 27 anos, 175 cm de estatura, 74 kg de massa corporal e com tempo de prática de 15 anos; e um representante da categoria meio pesado, faixa preta, com 24 anos, 175 cm de estatura, 95 kg de massa corporal e 14 anos de prática.

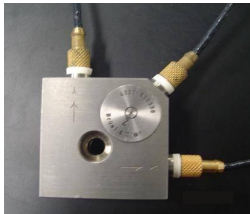
Para a pesquisa de *campo* participaram voluntariamente 26 judocas, com graduação mínima de faixa verde e dois anos de prática, que aceitaram responder o questionário. Os judocas eram três faixas verde, quatro faixas roxa, 10 faixas marrom e nove faixas preta, e tinham média de idade de  $22,30 \pm 4,26$  anos, massa corporal de  $79,71 \pm 14,54$  kg, estatura de  $1,755 \pm 0,094$ , tempo de prática de  $12,15 \pm 5,10$  anos, treinando em média  $4,76 \pm 1,88$  vezes por semana durante 01:55:23±00:25:01 horas por dia.

### 3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

Para a pesquisa *laboratorial* foram utilizados os seguintes instrumentos:

- a) para medir a aceleração ( $m/s^2$ ) durante a queda do judoca projetado foi utilizado um acelerômetro triaxial do tipo 4321 da Bruel & Kjaer (Figura 6), previamente calibrado, confeccionado de titânio, com dimensões de 28,6 x 28,6 x 17mm, com capacidade máxima de choque de 1000 g (aceleração da gravidade), faixa de frequência de 0,1-12000 Hz, sensibilidade de 10pC/g e frequência de ressonância de 40 kHz.



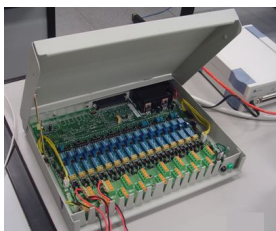


**Figura 6-** Acelerômetro triaxial tipo 4321 da Bruel & Kjaer

- a) para a amplificação e filtragem dos sinais, foram utilizados três pré-amplificadores de carga do tipo 2635 da Bruel & Kjaer (Figura 7). A aquisição dos sinais foi feita pelo módulo MCS1000-v2 da Lynks, composto por 16 canais configuráveis com tensão de saída de  $\pm 10$  V, possibilidade de ganho de até 600 vezes, filtragem do tipo passa-baixas de 2ª ordem *Butterworth*, com frequência de corte de 5 a 200 Hz, determinada por capacitores (Figura 8). Os sinais foram convertidos digitalmente por um conversor A/D modelo AC1112 da Lynks, com 16 entradas analógicas e 12 bits de resolução (20 kamostras/canal) (Figura 8).



**Figura 7-** Pré-amplificadores de carga do tipo 2635 da Bruel & Kjaer



**Figura 8-** Módulo condicionador MCS1000-v2 e conversor A/D modelo AC1112 da Lynks

Para a pesquisa de *campo* foi construído um questionário (Apêndice A), com cinco perguntas fechadas, que buscou investigar sobre os sintomas causados devido às quedas sucessivas durante os treinos de judô. O questionário foi validado por profissionais da área, atingindo os índices de 92,1% de validade e 96% de clareza.

### 3.4 COLETA DE DADOS

Os dados para a pesquisa *laboratorial* foram coletados no Laboratório de Biomecânica (Labiomec), localizado no Centro de Desportos da UFSC, em dias distintos para cada judoca, sendo as mesmas realizadas no período matutino no mês de abril de 2009.

Os questionários foram respondidos por judocas que treinavam nos centros de treinamento da UNISUL, UFSC, e do Instituto Estadual de Educação de Santa Catarina, previamente contatados.

### 3.5 PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DOS DADOS

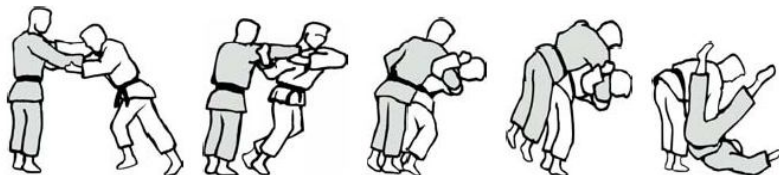
A partir do atendimento das exigências legais, atendendo o que dispõem as Resoluções 196/96 do Conselho Nacional da Saúde (análise do Comitê de Ética da Universidade Federal de Santa Catarina – projeto aprovado sob numero 073/07, compondo uma das modalidades de investigação do projeto intitulado *Investigação Biomecânica de diferentes modalidades esportivas* - Apêndice B) os atletas assinaram o termo de consentimento informado (Apêndice C) antes dos dados serem coletados.

Para as coletas dos dados de impacto, foi montada no Labiomec uma área com três tatames (Figura 9).



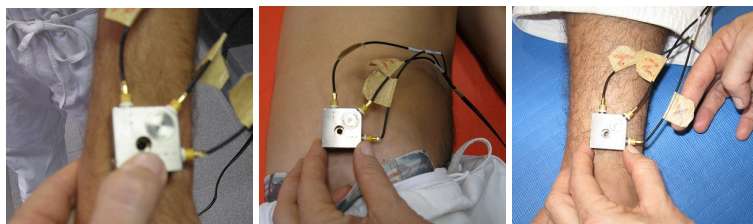
**Figura 9** – Área de 297,0 x 199,0 x 4,0 cm, montada com três tatames para a execução das projeções.

Os judocas foram projetados pela técnica *ippon-seoi-nage* (Figura 10), com no mínimo 30 repetições (10 vezes para cada articulação corporal – punho, quadril e tornozelo).



**Figura 10** - Fases de projeção da técnica *ippon-seoi-nage*  
Fonte: Imamura et al. (2006).

O acelerômetro foi fixado segundo a metodologia adotada por Santos (2003), no punho (sobre a articulação radioulnar distal), no quadril (na porção superior da crista ilíaca) e no tornozelo (dois centímetros proximais ao maléolo medial) dos judocas (Figura 11). A fixação do acelerômetro e dos cabos foi efetuada com fita elástica para permitir a execução das técnicas de forma natural e sem oscilação do acelerômetro e dos cabos. Os atletas foram orientados a iniciar o movimento concomitantemente com o comando para a aquisição dos dados.

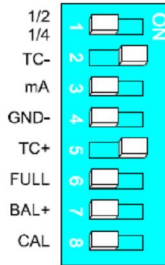


**Figura 11**- Fixação do acelerômetro no punho, quadril e tornozelo dos judocas

Quanto ao procedimento para aquisição dos sinais, a carga elétrica gerada pelo transdutor piezelétrico (acelerômetro) durante a queda, nas três direções ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ), foi transmitida por intermédio de cabos para os respectivos pré-amplificadores, ajustados para valores de aceleração ( $m/s^2$ ). Os pré-amplificadores foram configurados da seguinte maneira: filtro do tipo passa-banda entre as frequências de 2 a 1000 Hz; sensibilidade de 1 a 11  $pC/m/s^2$ ; ganho dos sinais ajustado individualmente para cada canal/eixo, sujeito e articulação investigada, podendo variar de 0,1 a 1000 mV/unidade de saída, determinado pela

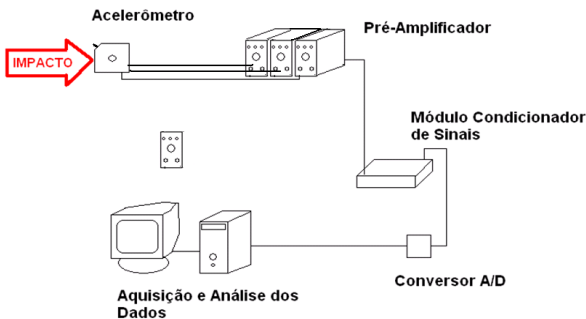
identificação dos limites de saturação (perda) dos sinais coletados em uma “coleta teste”, realizada antes das coletas propriamente ditas.

Após pré amplificados, os sinais foram adquiridos pelo módulo de aquisição MSC1000, com a configuração de entrada analógica das chaves (*DIP SWITCH SWx3*) para entrada de tensão, gerada pelo acelerômetro piezelétrico (Figura 12).



**Figura 12-** DIP SWITCH SWx3 para tensão diferencial.

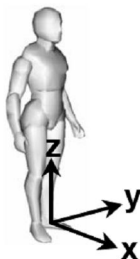
Não foi utilizado nenhum ganho ou filtragem analógica do MSC1000, visto que estes parâmetros já foram regulados pelos amplificadores de sinais. Logo após, os sinais foram convertidos para a forma digital e gravados pelo programa AqDados 7.02, a uma frequência de 4000 Hz a fim de preservar a integridade do sinal, de acordo com o teorema de Nyquist, que diz que a frequência de amostragem ( $F_a$ ) de um sinal analógico deve ser igual ou maior a duas vezes a maior frequência do espectro desse sinal ( $F_a \geq 2F$ ), para que ele possa posteriormente ser reconstituído com o mínimo de perda de informação. O sistema para aquisição dos sinais está ilustrado na Figura 13.



**Figura 13** – Esquema ilustrativo do sistema de aquisição dos sinais de acelerometria.

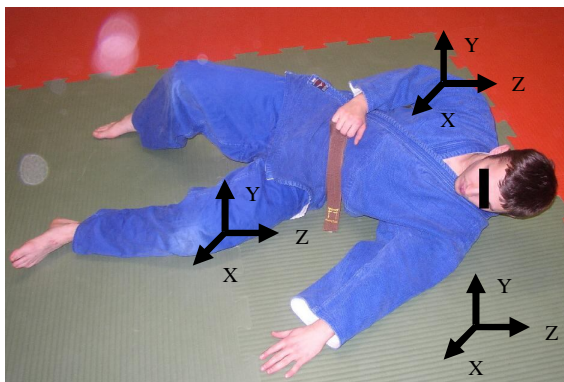
### 3.6 TRATAMENTO DOS DADOS

Para os dados de impacto e vibração, a orientação dos eixos de movimento ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ) seguiu a padronização da norma ISO 2631-1 (1997), que especifica que a terminologia comumente usada em biodinâmica relaciona o sistema coordenado ao esqueleto humano em posição anatômica normal, onde as acelerações (movimento) no eixo longitudinal são designadas  $\pm a_z$ , no eixo ântero-posterior  $\pm a_x$ , e no eixo látero-lateral  $\pm a_y$  (Figura 14).



**Figura 14**-Orientação dos eixos de movimentos do corpo humano definido pela ISO 2631-1 (1997).

No momento da queda no tatame (realização do *ukemi*), os eixos de orientação dos impactos ficaram dispostos de acordo com a Figura 15.



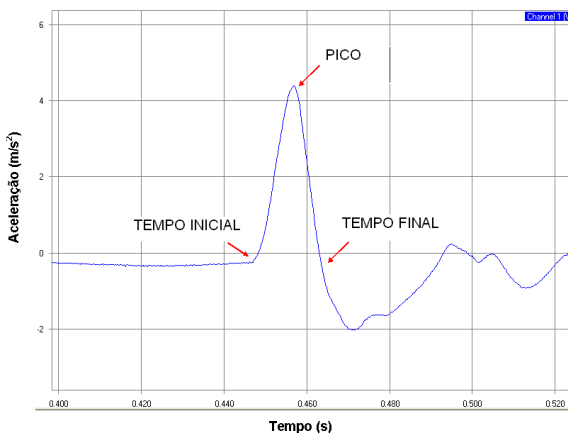
**Figura 15**-Orientação dos eixos no momento do impacto.

Os sinais foram analisados pelo programa AqDAnalysis 7.0, e os dados, tanto no domínio do tempo quanto da frequência, foram exportados para o *software* Excel da Microsoft®. Primeiramente foi ajustada a linha de base ou referência zero dos sinais brutos, quando estes se apresentaram com *off-set* (linha de base fora do valor zero). Foram encontrados os valores de pico dos sinais em  $m/s^2$ , no domínio do tempo, e depois de feita a correção pelo fator de amplificação respectivo para os diferentes segmentos corporais e atletas (Quadro 3) esses valores foram divididos por 9,81 para serem transformados em unidades gravitacionais  $g$ .

	PUNHO			QUADRIL			TORNOZELO		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
M. Leve	3,16	10,00	3,16	31,6	31,6	31,60	3,16	3,16	3,16
M. Médio	10,00	10,00	3,16	100,00	100,00	31,60	10,00	10,00	3,16
M. Pesado	10,00	10,00	3,16	100,00	100,00	31,60	10,00	10,00	3,16

**Quadro 3-** Fatores de amplificação dos sinais utilizados para cada eixo, articulação e categoria, obtidos a partir dos pré-amplificadores.

Os tempos de duração dos impactos (segundos) foram determinados pela diferença entre o tempo final e o tempo inicial do valor de pico do evento, como observado na Figura 16.



**Figura 16-** Critério utilizado para a retirada das magnitudes de impacto e dos tempos de duração de cada evento.

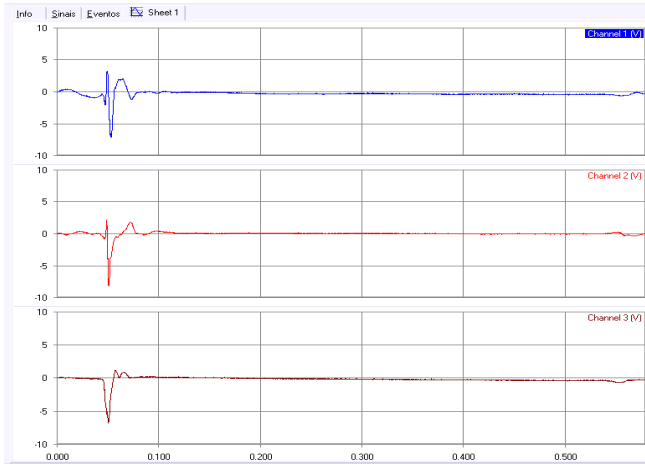
A análise no domínio da frequência dos sinais foi realizada pelo cálculo do espectro de potência (auto-espectro) das séries temporais.

Para a análise espectral, os trechos que continham os eventos (picos) dos sinais no domínio do tempo foram recortados em 2100 amostras. Este procedimento foi realizado com intuito de eliminar o máximo possível a influência dos componentes de baixas frequências da linha de base, bem como manter o sinal com um número de amostra suficiente para realizar a análise espectral numa resolução relativamente alta. Para a análise espectral foram utilizados os seguintes parâmetros: resolução espectral de 1024 raias; janela de compensação para o cálculo da FFT do tipo retangular; número de janelas de dados para o cálculo do espectro médio igual a um; sobreposição percentual das janelas de dados para o cálculo do espectro igual a zero; fator de zoom da FFT igual a um.

Os espectros foram representados graficamente no eixo  $y$  de acordo com sua densidade de potência (DEP), em inglês *Power Spectrum Density* (PSD). Esta representação foi escolhida pelo fato da DEP definir como a potência total do espectro é distribuída em função das frequências, definida como potência por unidade de intervalo (bandas) de frequência ( $V^2/Hz$ ). Por isso, esta representação é a que melhor descreve como a energia do sinal está distribuída no domínio da frequência (GERGES, 2000).

Na

Figura 17 estão mostrados os gráficos dos sinais gerados pelo transdutor, nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ , no tornozelo de um dos judocas no momento da queda, no domínio do tempo, recortado em 2100 amostras pelo programa AqDAnalysis 7.0.



**Figura 17-** Gráfico dos sinais ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ) no domínio do tempo gerados no tornozelo durante uma queda, e recortados em 2100 amostras pelo programa AqDAnalysis 7.0.

A Figura 18 mostra os gráficos destes sinais no domínio da frequência (kHz), após a análise espectral, representados pela DEP ( $V^2/kHz$ ).

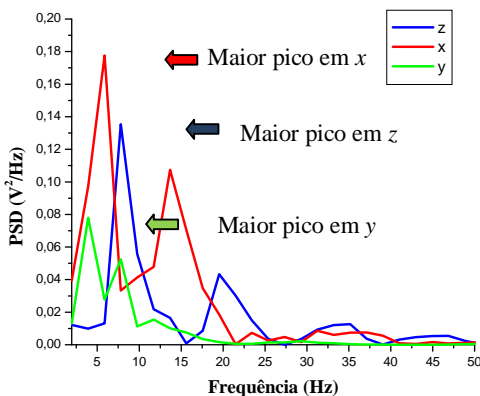


**Figura 18-** Gráfico dos sinais ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ) gerados no tornozelo durante uma queda, no domínio da frequência ( $V^2/Hz$ ), após análise espectral realizada pelo programa AqDAnalysis 7.0.



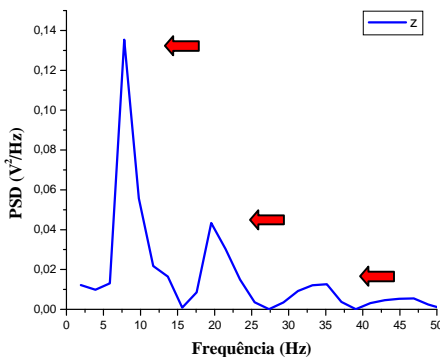
Para análise estatística, os dados no domínio da frequência foram exportados para o *software* Excel da Microsoft® e as componentes de frequência foram determinadas de duas maneiras:

- a) pela componente de frequência (raia) correspondente a maior amplitude DEP do gráfico (frequência principal), como mostrado na Figura 19, sendo realizado o valor médio dos picos principais dos dez sinais coletados para cada região corporal e atleta investigado;



**Figura 19-** Método para retirada da frequência principal do sinal (gráfico da análise espectral da vibração gerada no quadril durante uma queda).

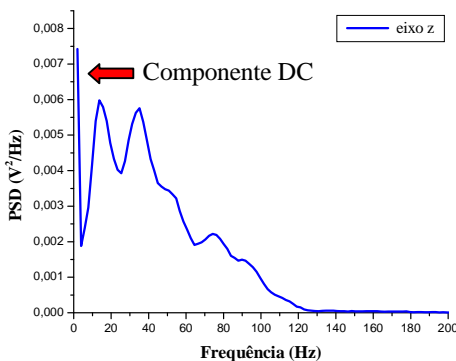
- b) pelas faixas de frequência (de 3 a 6 faixas) de maiores amplitudes DEP do gráfico, como mostra a Figura 20.



**Figura 20-** Método para retirada das principais faixas de frequências do sinal (eixo z, sinal gerado no quadril).

A amplitude de cada faixa ( $\Delta$ Hz) foi determinada para cada região de modo que abrangesse os valores referenciados na literatura de ressonância de diferentes partes do corpo, como de 2 a 9 Hz no sistema tórax-abdômen (faixa delimitada para análise do % DEP no quadril); de 12 a 16 Hz (primeiro modo de ressonância), 30 a 40 Hz (segundo modo de ressonância), próximas 50 Hz (ressonância da mão fechada) e acima de 50 Hz e 80 Hz (danos diversos) no sistema mão e braço; abaixo de 10 Hz (ressonância com joelho flexionado e atuação de tecidos como filtro do tipo passa baixa), de 10 a 20 Hz (ressonância com o joelho estendido), próximas a 50 Hz e vibrações de alta frequências para as vibrações nos membros inferiores. Os picos de frequências dos dez sinais coletados foram considerados em cada faixa, sendo que a amplitude DEP do sinal foi representada em % da soma de todos os picos para cada faixa de frequência determinada ( $100 \cdot \text{soma dos picos de cada faixa} / \text{soma total dos picos de todo o sinal}$ ), a fim de eliminar as diferenças dadas pelos fatores de pré-amplificação distintos utilizados para cada sinal (Quadro 3).

A componente DC (*direct current*) dos sinais no domínio da frequência, presente nas componentes de frequência zero (Figura 21), foi ignorada em todos os eventos analisados.



**Figura 21-** Componente DC nos sinais no domínio da frequência.

### 3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todos os dados de impacto foram analisados por intermédio do programas estatístico SPSS 15.0. Para a apresentação dos resultados foi utilizada estatística descritiva em termos de frequência simples, média e desvio padrão (DP). Após a verificação da normalidade dos dados por meio do teste de *Kolmogorov-Smirnov* ( $n \leq 50$ ), foi aplicada a análise de variância ANOVA *One Way*, a fim de comparar as magnitudes dos impactos e a frequência principal das vibrações entre os atletas, entre os eixos de movimento e entre as regiões corporais; constatadas diferenças significativas, aplicou-se o teste de comparação múltipla de *Tukey HSD*. Todos os testes foram aplicados com nível de significância de 95%.

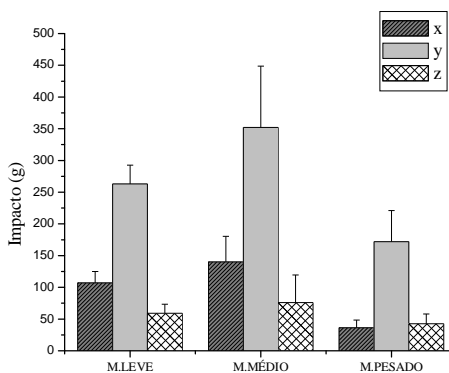
## 4 RESULTADOS

Os resultados estão apresentados em tópicos, de acordo com os objetivos específicos deste estudo.

### 4.1 ANÁLISE DOS SINAIS NO DOMÍNIO DO TEMPO

O primeiro objetivo específico foi identificar as magnitudes e os tempos dos impactos gerados durante a queda na técnica *ippon-seoinage* no punho, quadril e tornozelo, nas direções *x*, *y* e *z*, em judocas de diferentes categorias de peso.

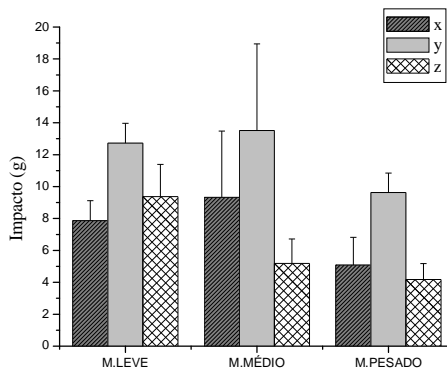
O valor da média e DP das magnitudes dos impactos gerados no punho dos atletas, em cada eixo de movimento, estão apresentados no Gráfico 1.



**Gráfico 1-**Média e DP das magnitudes dos impactos (g) medidos no punho dos atletas durante a queda, nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ .

Observa-se no gráfico 1 que o atleta da categoria de peso meio médio obteve as maiores magnitudes de impacto, chegando a 351,94 g no eixo  $y$ . Para todos os atletas, os maiores valores de impactos ocorreram no eixo  $y$ , conforme esperado (veja figura 15).

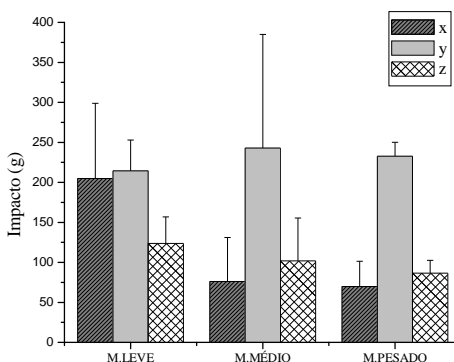
A média e DP das magnitudes dos impactos gerados no quadril dos atletas, nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ , estão apresentadas no Gráfico 2.



**Gráfico 2-** Média e DP das magnitudes dos impactos (g) medidos no quadril dos atletas durante a queda, nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ .

O gráfico 2 mostra que o atleta da categoria de peso pesado obteve menores magnitudes de impacto no quadril, sendo que o maior valor ocorreu no eixo  $y$  do atleta meio médio (13,5 g). O eixo  $y$  foi o que obteve valores de impacto mais elevado para todos os atletas.

Os valores das médias e DP das magnitudes dos impactos gerados no tornozelo dos atletas, nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ , estão apresentados no Gráfico 3.



**Gráfico 3-** Média e DP das magnitudes dos impactos (g) medidos no tornozelo dos atletas durante a queda, nos eixos x, y e z.

No gráfico 3 observa-se que os impactos sofridos no tornozelo foram semelhantes entre os atletas, exceto para o atleta de categoria meio leve, que, diferentemente dos demais, obteve altos valores de impacto também no eixo x. O eixo y foi o mais evidente, chegando a 242,88 g no atleta meio médio.

Os valores numéricos (média e DP) das magnitudes dos impactos de todos os gráficos apresentados encontram-se na Tabela 6 (Apêndice C).

Quanto ao tempo de duração dos impactos (segundos), os valores de média e DP estão apresentados na Tabela 1.

**Tabela 1-** Média e DP do tempo de duração dos impactos (s), de acordo com as articulações, categorias de peso e eixos de movimento.

Local	Categorias	x	y	z
PUNHO	M. LEVE	0,0124±0,0022	0,0091±0,0010	0,0078±0,0029
	M. MÉDIO	0,0095±0,0023	0,0109±0,0025	0,0053±0,0025
	M. PESADO	0,0117±0,0068	0,0141±0,0019	0,0125±0,0031
QUADRIL	M. LEVE	0,0411±0,0068	0,0818±0,1303	0,0500±0,0744
	M. MÉDIO	0,0417±0,0097	0,5866±0,0981	0,0256±0,0113

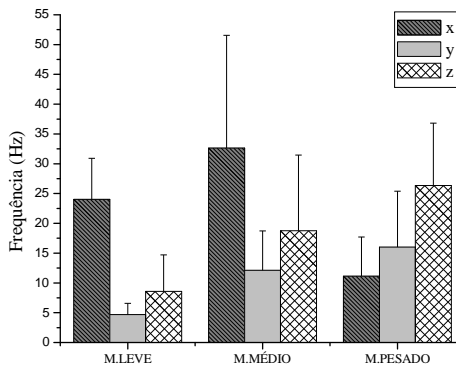
	M. PESADO	0,0457±0,0380	0,0518±0,0103	0,0333± 0,0093
TORNOZELO	M. LEVE	0,0090±0,0031	0,0124±0,0029	0,0054±0,0013
	M. MÉDIO	0,0058±0,0026	0,0144±0,0025	0,0113±0,0103
	M. PESADO	0,0078±0,0026	0,0111±0,0009	0,0062±0,0030

Os maiores tempos de duração dos impactos, mostrados na tabela 1, ocorreram no quadril, para todos os atletas e em todos os eixos, chegando a 0,58 s no eixo y para o atleta meio médio.

#### 4.2 ANÁLISE DOS SINAIS NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA

As componentes de frequência dos sinais foram analisadas de duas maneiras: como a média da componente de frequência principal de cada sinal das 10 coletas realizadas em cada região corporal; e a distribuição da DEP do sinal em % para cada faixa de frequência (de três a seis), especificada de acordo com o local do impacto.

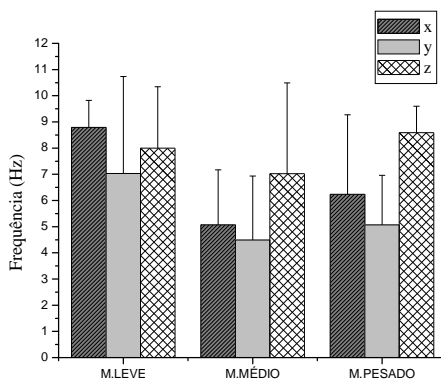
Os valores médios da principal componente de frequência dos sinais analisado no punho de cada judoca, em cada eixo de movimento, estão apresentados no Gráfico 4.



**Gráfico 4-** Frequência principal média dos sinais medidos no punho, nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ , durante a queda dos atletas de diferentes categorias de peso.

Os maiores valores de frequências no punho ocorreram no eixo  $x$ , para o atleta meio médio, com um valor médio de 32,64 Hz. Nos demais eixos, o atleta da categoria meio pesado obteve maiores valores de frequência.

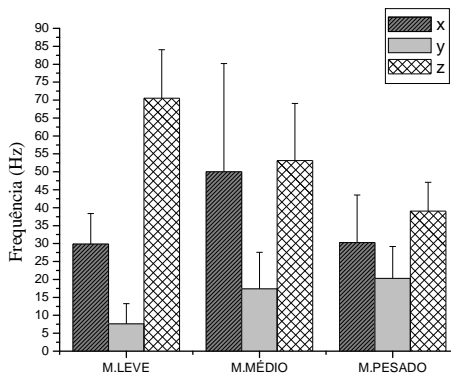
Os valores médios da principal componente de frequência dos sinais analisados no quadril de cada judoca, em cada eixo de movimento, estão apresentados no Gráfico 5.



**Gráfico 5-** Frequência principal média dos sinais medidos no quadril, nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ , durante a queda dos atletas de diferentes categorias de peso.

Observa-se no gráfico 5 que, no quadril, todos os valores de frequência, em todos os eixos e para todos os atletas, ficaram abaixo de 9 Hz. O atleta meio leve foi o que obteve as componentes de frequência mais elevadas (8,785 Hz no eixo  $x$ ), seguido do atleta meio pesado (8,59 Hz no eixo  $y$ ).

Os valores médio da principal componente de frequência dos sinais analisados no tornozelo de cada judoca, em cada eixo de movimento, estão apresentados no Gráfico 6.



**Gráfico 6** - Frequência principal média dos sinais medidos no tornozelo, nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ , durante a queda dos atletas de diferentes categorias de peso.

Observando o gráfico 6, verifica-se que as vibrações geradas no tornozelo dos atletas durante as quedas foram as que atingiram frequência mais elevadas, principalmente no eixo  $z$ , que representa o eixo vertical do corpo. Os valores mais altos ocorreram no eixo  $z$  do atleta meio leve (70,508 Hz), diminuindo de acordo com o aumento de peso dos atletas.

Os valores numéricos (média e DP) da frequência principal média de todos os gráficos apresentados encontram-se na Tabela 68 (Apêndice C).

A distribuição das amplitudes dos sinais (DEP) em % para cada faixa de frequência no punho está apresentada na Tabela 2, de acordo com os eixos e as categorias de peso dos atletas.

**Tabela 2-** Distribuição da DEP (%) por faixas de frequência (Hz) dos sinais vibratórios gerados no punho dos atletas.

Faixa (Hz)	MEIO LEVE			MEIO MÉDIO			MEIO PESADO		
	% $x$	% $y$	% $z$	% $x$	% $y$	% $z$	% $x$	% $y$	% $z$
1,95-5,85	12,42	22,74	10,48	5,33	9,60	16,38	12,16	11,64	3,69
7,81-15,62	20,24	19,75	7,788	22,11	21,03	10,80	37,52	28,24	10,28
17,57-31,25	45,98	28,31	19,05	26,71	16,80	22,19	28,87	41,09	29,23
33,2-50,78	18,26	17,83	32,46	17,50	29,52	23,40	14,77	11,34	52,92
52,73-80,07	1,39	9,60	25,18	20,62	16,57	11,14	6,669	7,58	3,77
> 82,03	1,81	1,75	5,02	7,72	6,45	16,12	--	0,104	0,09



Na tabela 2, constata-se que a principal faixa de frequência onde se encontra a maior parte da energia espectral dos sinais gerados no punho é entre 17,57 e 31,25 Hz. Pode-se perceber que as faixas de frequência superiores a esta também representam grande proporção do sinal, passando de 50% para o atleta meio pesado. A faixa superior a 50 Hz chegou a ter mais de 20% de representação do sinal nos atletas meio leve e meio médio.

A distribuição das amplitudes dos sinais (DEP) em % para cada faixa de frequência no quadril está apresentada na Tabela 3

Tabela 2, de acordo com os eixos e as categorias de peso dos atletas.

**Tabela 3-** Distribuição da DEP (%) por faixas de frequência (Hz) dos sinais vibratórios gerados no quadril dos atletas.

Faixa (Hz)	MEIO LEVE			MEIO MÉDIO			MEIO PESADO		
	% x	% y	% z	% x	% y	% z	% x	% y	% z
1,95-9,76	71,21	73,34	69,39	68,65	99,59	89,56	70,82	90,62	56,04
11,71-15,62	1,84	10,28	15,21	23,29	0,28	6,84	16,93	5,15	18,15
17,57-31,25	24,84	16,14	9,49	8,08	0,13	3,60	9,12	3,77	23,25
> 33,2	2,11	0,24	5,91	--	--	--	1,79	0,46	2,56

Observa-se na tabela 3 que, para todos os eixos e todos os atletas, mais de 55% da energia total dos sinais ficou na faixa de frequência de 1,95 a 9,76 Hz, chegando a 99,59% e 90,62% no eixo y, para os atletas meio médio e meio pesado respectivamente.

A distribuição das amplitudes dos sinais (DEP) em % para cada faixa de frequência no tornozelo está apresentada na Tabela 4, de acordo com os eixos e as categorias de peso dos atletas.

**Tabela 4-** Distribuição da DEP (%) por faixas de frequência (Hz) dos sinais vibratórios gerados no tornozelo dos atletas.

Faixa (Hz)	MEIO LEVE			MEIO MÉDIO			MEIO PESADO		
	% x	% y	% z	% x	% y	% z	% x	% y	% z
1,953-9,76	12,88	42,97	4,72	3,14	39,13	7,30	11,01	28,01	8,23
11,718-23,43	13,45	45,80	11,21	19,47	26,49	4,92	19,36	26,54	11,35
25,39 -50,78	56,15	9,13	27,77	26,18	26,01	31,09	36,23	29,38	38,58
52,73-80,07	10,24	0,79	37,56	9,82	4,56	47,27	18,04	14,10	20,70

> 82,03	7,29	1,31	18,75	41,38	3,82	9,34	15,35	1,98	21,13
---------	------	------	-------	-------	------	------	-------	------	-------

A tabela 4 mostra que, no tornozelo, a faixa entre 25,39 e 50,78 Hz foi a que obteve maiores valores percentuais da amplitude sinal, sendo a mais evidente em todos os eixos para o atleta meio pesado. A presença de energia vibratória nas faixas superiores a 50 Hz também foram bastante significativa para todos os atletas, chegando a representar mais de 50% da DEP nos atletas meio leve e meio médio, e mais de 40% no atleta meio pesado. A faixa de frequência > 82,03 Hz chegou ainda a representar 41,38% do sinal para o atleta meio médio no eixo *x*.

#### 4.3 COMPARAÇÃO ENTRE AS VARIÁVEIS

O terceiro e o quarto objetivo específico deste estudo foram comparar as magnitudes dos impactos e as frequências predominantes nos sinais, entre os eixos (vertical, ântero-posterior e látero-lateral), entre as articulações (punho, quadril e tornozelo), e entre os judocas (meio leve, meio médio, meio pesado).

O resultado da comparação bem como o teste *post-hoc* estão mostrados na Tabela 5.

**Tabela 5-** Comparação entre as magnitudes de impacto (g) e as principais componentes de frequência dos sinais (Hz) entre os eixos (*x*, *y* e *z*), entre as categorias (meio leve, meio médio e meio pesado) e entre as articulações (punho, quadril e tornozelo).

	Variável	Categoria	<i>x</i>	<i>y</i>	<i>z</i>
PUNHO	IMPACTO	M. LEVE	106,96a,A	263,110a,B	59,023a,b,C
		M. MÉDIO	140,212b,A	351,947b,B	75,994a,A
		M.PESADO	36,364c,A	171,836c,B	42,701b,A
	FREQUE.	M. LEVE	24,020a,b,A	3,90b,B	8,588a,B
		M. MÉDIO	32,641a,A	12,105a,B	18,745a,b,A,B
		M.PESADO	11,128b,A	16,011a,A	26,361b,B
QUADRIL	IMPACTO	M. LEVE	<b>7,865</b> a,b,A	12,730a,b,B	9,367b,A
		M. MÉDIO	<b>9,326</b> a,A,B	13,506a,A	5,180a,B
		M.PESADO	5,081b,A	9,631b,B	4,474a,A
	FREQUE.	M. LEVE	8,785b,A	7,026a,A	8,004a,A
		M. MÉDIO	5,071a,A	4,486a,A	7,024a,A
		M.PESADO	6,243a,A,B	5,071a,A	8,59a,B

TORNOZELO	IMPACTO	M. LEVE	204,886a,A	214,483a,A	123,583a,B
		M. MÉDIO	76,090b,A	242,888a,B	101,974a,A
		M.PESADO	69,815b,A	232,741a,B	86,642a,A
	FREQUE.	M. LEVE	29,88a,A	7,61b,B	70,508a,C
		M. MÉDIO	49,99a,A	17,377a,B	53,121b,A
		M.PESADO	30,269a,A,B	20,306a,B	39,057b,A

*Onde: letras minúsculas diferentes representam diferenças entre categorias; letras maiúsculas diferenças entre os eixos; e valores em negrito entre as articulações.  $p \leq 0,05$ .*

Observa-se na tabela 5 que a região do quadril sofreu as menores magnitudes de impacto, bem como os menores valores de frequência, exceto para o atleta meio leve no eixo  $y$ . A articulação do tornozelo sofreu maiores magnitudes de impacto do que o punho, exceto no eixo  $y$  para o atleta meio leve, e no eixo  $x$  para o atleta meio médio. Os valores de frequência foram significativamente maiores no tornozelo para todos os atletas no eixo  $z$ , para o atleta meio pesado no eixo  $x$  e para o atleta meio médio no eixo  $y$ .

Na articulação do punho, as magnitudes de impacto no eixo  $y$  foram significativamente maiores do que nos demais eixos para todos os atletas. O atleta meio pesado obteve as menores magnitudes de impacto no punho em todos os eixos. Os valores de frequência no punho foram maiores no eixo  $x$  nos atletas meio leve e meio pesado, e maiores no eixo  $z$  no atleta meio pesado.

Na articulação do quadril, as magnitudes de impacto foram maiores no eixo  $y$  para todos os atletas, sendo que o atleta meio pesado sofreu as menores magnitudes de impacto no quadril em todos os eixos. O atleta meio médio obteve frequências mais elevadas do que o atleta meio pesado nos eixos  $x$  e  $y$ , enquanto que no eixo  $z$  as frequências foram maiores no atleta meio leve.

No tornozelo, as magnitudes de impacto foram maiores no eixo  $y$ . O atleta meio leve obteve magnitudes de impactos significativamente maiores do que os demais atletas somente no eixo  $x$ . Os valores de frequência foram menores no eixo  $y$  para todos os atletas. No eixo  $y$  o atleta meio leve obteve frequências menores do que os demais atletas, enquanto que no eixo  $z$  este atleta obteve os maiores valores de frequência.

#### 4.4 SINTOMAS PERCEBIDOS PELOS JUDOCAS

O quinto objetivo específico deste estudo foi investigar os sintomas advindos da exposição dos judocas às vibrações transmitidas durante treinos com maiores exigências de amortecimentos de quedas.

Dos 29 judocas investigados, 25 responderam sentir, às vezes, sintomas de dor e desconforto durante os amortecimentos de queda, e 4 judocas responderam sentir sempre esses sintomas. O nível médio desses sintomas sentidos nas regiões corporais investigadas, pontuados numa escala de 0 a 5, foi: 2,35 na mão; 2,46 no ombro; 2,18 no quadril; 1,6 na cabeça; 2,07 no joelho; 1,61 no tornozelo; 1,84 nos pés; 1,2 no abdômen; 2,31 nas costas; 1,83 na lombar; 2,75 no peito. A intensidade dos sintomas investigados sentidos pelos judocas após um treino com grande exigência de amortecimentos de quedas numa escala de 0 a 5 foi: enjôo (1,57); tontura (2,09); visão turva (2,16); dormência local (2,4); dor de cabeça (1,28); dor nas costas (2,05); desconforto intra-abdominal (1,2); descontrole dos movimentos (1,8); desequilíbrio (2); sono (2,5); ânsia de vomito (1,5); fraqueza (1,58); sensação de desconforto geral (1,8). Dos 29 judocas que participaram do estudo, 14 responderam que o tempo de duração desses sintomas sentidos após a realização de um treino com alto número de execução de amortecimentos de quedas foi momentâneo; 8 responderam que os sintomas eram sentidos de 2 a 10 minutos após a finalização do treino, 2 judocas relataram sentir sintomas de 10 a 40 minutos após o treino, e outros 2 relataram sentir os sintomas até o dia seguinte após o treino.

## 5 DISCUSSÃO

A fim de facilitar a leitura da discussão dos dados, esta será discutida de acordo com a apresentação dos resultados, e será dividida nos seguintes tópicos: análise dos sinais no domínio do tempo; análise dos sinais no domínio da frequência e por fim, sintomas percebidos pelos judocas.

### 5.1 ANÁLISE DOS SINAIS NO DOMÍNIO DO TEMPO

Com relação às magnitudes dos impactos (Tabela 5) nos diferentes eixos de movimento, os resultados encontrados se

assemelham aos estudos de Santos (2003) e Piucco (2007), que encontraram os maiores valores no eixo  $y$ , correspondente à direção vertical no momento da queda do judoca (como mostra a Figura 15) para todas as regiões corporais investigadas. De acordo com Santos e Melo (2001), durante a queda o atleta realiza uma sequência de movimentos com mudanças sucessivas do eixo de rotação do corpo, até o momento da colisão. A ação da força gravitacional, da altura e da velocidade com que o atleta é projetado contribui para o aumento das forças de impacto na direção vertical da queda no momento da colisão.

Os valores de impacto gradativos dos impactos de  $y$  (lâtero-lateral),  $x$  (ântero-posterior) para  $z$  (direção vertical) respectivamente, pode ser explicado devido às características da realização da técnica de amortecimento de queda utilizada pelos atletas, chamada *zempô-kaiten-ukemi*, na qual, de acordo com Santos (2003), o *uke* gira sobre o *tori* durante a projeção e bate com a mão no tatame, nas direções vertical (correspondente ao eixo  $y$ ) e laterais (eixos  $x$  e  $z$ ).

As baixas magnitudes de impacto no eixo  $z$  podem estar relacionadas ainda com a ação de apoio que o *tori* realiza logo após o *uke* realizar o *ukemi* chamado de *zantin*. Neste movimento preventivo, após a projeção de alguma técnica do judô (neste caso a técnica *ippon-seoi-nage*), o *tori* assegura firme com as duas mãos no punho do *uke* do braço que esta fazendo a pegada na gola (Figura 10), suspendendo-o levemente para cima, posicionando-se com a coluna ereta e com os joelhos flexionados, a mais ou menos  $90^\circ$ , em posição de agachamento. O *zantin* é realizado durante as projeções consecutivas realizadas em treinamento, principalmente para os *uke* iniciantes, a fim de diminuir as vibrações geradas pelo choque no corpo do *uke*. Apesar de não existirem investigações quantitativas que comprovem estas informações, quando este movimento é realizado o *uke* é puxado pela manga do *judogui*, o que ameniza a repercussão do impacto no corpo do atleta na direção longitudinal do corpo.

As magnitudes dos impactos encontradas nas diferentes articulações investigadas foram similares aos resultados encontrados por Santos (2003) e Piucco, (2007), onde os menores valores de impacto durante a queda ocorrem no quadril e os maiores no punho. Esses resultados são justificados pelo fato da mão ser o primeiro segmento a tocar o solo, e, segundo Santos (2003), esse gesto faz com que ocorra uma transferência da quantidade de movimento da mão através do braço para as demais partes do corpo, assim como o tornozelo realiza uma trajetória maior, devido ao comprimento do raio formado pela distância

entre o quadril e o pé, gerando uma grande velocidade tangencial, e consequentemente um grande valor de impacto.

De acordo com Nigg, Cole e Bruggemann (1995), no momento do impacto, os segmentos assumem uma condição de desequilíbrio, e uma onda de estresse se propaga pelo corpo. Se os segmentos corporais fossem rígidos, após o impacto, eles iriam se mover com a velocidade dos seus centros de massa, e seriam uniformemente acelerados com as forças de reação do solo no sentido contrário da batida. Mas como os segmentos corporais são compostos por materiais viscoelásticos, a amplitude das ondas de impacto é atenuada conforme ela passa pelos tecidos. O sistema esquelético possui também certo grau de viscoelasticidade no seu comportamento, resultando num amortecimento das forças de impacto pelo sistema músculo-esquelético. Por isso, as forças de impacto encontradas neste estudo são diferentes para cada região corporal investigada.

No momento do impacto ocorre ainda uma movimentação das articulações envolvidas na direção do choque, transformando parte da energia cinética do sistema em movimento angular, e diminuindo as forças aplicadas desde o local do impacto até demais regiões corporais. Este movimento voluntário de rotação das articulações é dependente do grau de rigidez de cada articulação, regulado pela ativação muscular (NIGG; COLE; BRUGGEMANN, 1995).

Por isso, mesmo sendo os impactos mais altos no punho, estes poderiam ter sido maiores caso não fossem atenuados pelo movimento correto de batida (*ukemi*), bem como pelos seguintes fatores: pela propriedade viscoelástica dos músculos e ossos da mão, do antebraço e do braço; pelo grau de rigidez das articulações da mão (interfalângicas, metacarpofalangianas e carpometacárpicas), do punho (radiocárpicas, médiocárpicas e radioulnar), e do cotovelo (radioulnar, úmerorradial e úmeroulnar); pela movimentação e posicionamento angular do membro superior no momento da batida; pela contração dos músculos do membro superior no momento da batida.

Os impactos no tornozelo foram bastante altos, mas, assim como no punho, os impactos no tornozelo foram atenuados pela execução do *ukemi*, bem como pelos seguintes fatores: pelas propriedades viscoelásticas dos músculos e ossos do pé, da perna e da coxa; pelo grau de rigidez das articulações do pé (interfalângicas, metatarsofalangianas e tarsometatársicas), do tornozelo (talocrural, subtalar e tíbiofíbular) e principalmente do joelho (femorotibial e femorotibiopatelar), por serem todas do tipo sinoviais, composta ainda pelos meniscos (fibrocartilaginoso) que tem como função o

amortecimento dos impactos principalmente na direção vertical; pela movimentação e posicionamento angular do membro inferior no momento da batida; e pela contração dos músculos do membro inferior no momento da batida.

Outro fator que pode ter influenciado nas maiores magnitudes de impacto no punho e no tornozelo é a massa relativamente pequena desses segmentos. A massa corporal proporciona variações no tempo de contato entre os corpos, ou seja, quanto maior a massa, maior é a deformação dos corpos e maior é o tempo de contato entre eles, o que diminui as magnitudes da força de impacto gerada (NUSSENZVEIG, 1996). Por isso, para que se possa inferir corretamente na relação entre massa e forças impactantes, é importante considerar ainda a atuação de elementos dissipativos que atuam no momento da colisão, como a deformação dos tecidos corporais e do tatame.

Já na região do quadril ocorreram as menores magnitudes de impacto, sendo os resultados similares aos encontrados por Santos (2003), que ao investigar os valores das magnitudes de impactos em judocas sendo projetados também pela técnica *ippon-seoi-nage* em diferentes tipos de tatames, encontrou valores de impactos no quadril menores do que os no tornozelo e no punho. O principal fator que ameniza os valores de impacto gerados no quadril é a antecipação da batida controlada da mão no tatame, seguido do apoio do ombro que serve como eixo de rotação para o quadril, dissipando grande parte do impacto advindo da colisão do quadril do judoca com o tatame (SANTOS; MELO, 2001).

No quadril, os movimentos articulares são realizados por uma única articulação do tipo sinovial, a coxofemoral. Já as considerações biomecânicas sobre o movimento da pélvis é bem mais complexo. Ela é um anel ósseo formado pelos ossos do sacro, do cóccix, e pelos dois ossos íliacos, formados pela fusão do ílio (situado posterior e lateralmente), do ísquio (porção póstero-inferior) e da pubes (porção ântero-inferior), com duas articulações sacroilíacas (sinoviais) e a sínfise-púbica (anfiartrose). Considerando que as articulações sacrilíacas são do tipo sinoviais, elas podem se mover, mas a característica exata desse movimento é controversa. Por ser uma cadeia de articulações interligadas, os movimentos e as forças aplicadas em uma articulação afetam as outras, alterando a função e configuração do anel pélvico (HARRISON et al., 1997).

Diversos estudos foram publicados referentes aos movimentos das articulações sacroilíacas, mas não há um consenso na literatura para um modelo único de movimento desta articulação ou para um eixo fixo

desse movimento. Walker (1992) concluiu depois de revisar 96 artigos, que não há um eixo único para a articulação, que o movimento ocorre de forma combinada nos 6 graus de liberdade e que esse movimento é de apenas alguns graus de rotação e alguns milímetros de translação. Essa variabilidade pode ser decorrente de grandes variações anatômicas individuais encontradas nessa articulação (HARRISON et al., 1997).

Assim como as características de movimento, a função das articulações sacroilíacas permanece ainda discutível. Os músculos pélvicos, que podem ser intrínsecos ou extrínsecos, juntamente com o períneo, tem como função o controle da micção, da defecação, da nidação, dos esfíncteres vesicais e anais durante tosse e espirro além de sustentar as vísceras intra-pélvicas (MIRANDA, 2000). Harrison et al. (1997) coloca que as articulações sacroilíacas reduzem a força de impacto do solo, absorvendo as energias inerciais entre o tronco e a pelve. Portanto, de uma forma geral, a presença das articulações sacroilíacas, mesmo que possuindo pequenos movimentos, permitem uma maior flexibilidade à pelve e uma maior adaptabilidade aos movimentos e redução das forças nela aplicada.

A importância dessa dissipação de impacto que ocorre no quadril durante as quedas no judô, analisadas neste estudo, mesmo que ainda parecendo pouca, é que, segundo Mertz (1993), o risco de lesões na pélvis é mais alto do que em outras partes do corpo, devido a sua localização, e principalmente porque essa região possui maior massa e maior número de órgãos internos, que seriam facilmente lesionados durante fortes impactos.

As funções das articulações da pelve podem se comprometer quando ocorrem traumas, sejam eles intrínsecos, extrínsecos, agudos ou repetitivos, conhecida como disfunção pélvica (HARRISON et al., 1997). Segundo Adams (1994), quando aplicadas forças excessivas, podem ocorrer fraturas isoladas na pélvis, não afetando o anel pélvico, ou fraturas com rupturas do anel pélvico, o que pode representar problemas diversos e difíceis de tratar, visto que a função da bacia pélvica é de oferecer suporte e proteção aos órgãos intra-pélvicos. Além disso, a pélvis transmite as forças verticais da cabeça, braços e tronco às extremidades inferiores (MIRANDA, 2000), e as cargas geradas na pélvis podem comprometer as articulações sacroilíacas e a sínfise púbica, com grandes danos às vísceras intra-pélvicas.

Apesar da força de impacto ser menor no quadril do que nos demais locais analisados neste estudo, as forças de reação do solo (N) são maiores no quadril durante o choque do judoca com o tatame, chegando a 6,9 vezes o peso corporal do judoca (SANTOS et al. 2005).



Dos dados encontrados na literatura, o percentil 10 para lesão moderada na pelvis é 0,22 kN, o percentil 50 é 2,6 kN e o percentil 90 é 6,7 kN (ZONG; LAM, 2002). Considerando que no estudo de Santos et al. (2005) o judoca investigado pesava 647,46 N, e que o centro de massa do atleta se localiza na região do quadril na posição da queda, este atleta sofreu uma força de 4,46 kN na região da pélvis no momento do impacto com o tatame, superando os valores de força do percentil 50 que representam riscos de lesões moderadas nesta região.

Quanto às magnitudes de impacto nos judocas de diferentes categorias, observou-se que, no geral, o atleta meio pesado obteve significativamente menores magnitudes de impacto do que os demais atletas. Estes resultados podem ser explicados por basicamente três fatores. O primeiro corresponde à relação inversa existente entre as magnitudes de impacto e a massa dos corpos envolvidos na colisão, como explica Nussenzweig (1996). O segundo é pela provável maior dificuldade do *tori* em projetar o atleta da categoria meio pesado, fazendo com que este seja projetado em uma trajetória de menor amplitude, fazendo com que o *uke* atinja o tatame com uma velocidade menor. E o terceiro fator está relacionado à composição corporal dos atletas. O %G é maior nos judocas de categorias mais pesadas (FRANCHINI, 2001), o que facilita o amortecimento não linear dos choques (JARRAH, et al. 1997).

Apesar das magnitudes de impactos terem sido menores no judoca de categoria de peso maior, a atenuação não linear dos impactos promovida pelo tecido adiposo não significa necessariamente um fator positivo, visto que, de acordo com Jarrah et al. (1997), a energia vibratória geradas durante esses impactos passa a ser dissipada nas articulações e ligamentos, causando complicações ao longo dos anos de exposição. Ainda, o aumento no %G acarreta numa diminuição da força isométrica (NAKAJIMA et al, 1998). O enrijecimento muscular tem sido recentemente associadas a diminuição das forças de impacto na corrida (NIGG; COLE; BRUGGEMANN, 1995; NIGG, 1997; NIGG; WAKELING, 2001), sendo que essa atenuação diminui com a instalação do processo de fadiga (HAMILL; DERRICK; HOLT, 1995; SEIDEL et al., 1998; MERCER et al., 2003a).

Outro fator a ser considerado é que, de acordo com Nussenzweig (1996), a força de reação do solo aumenta de acordo com a massa do corpo envolvido na colisão no momento da queda, por isso, os atletas de categorias mais pesadas sofrem maiores sobrecargas. O aumento das sobrecargas aumenta o risco de lesões principalmente

aguda como fratura óssea, danos aos ligamentos, tendões e músculos (NIGG COLE; BRUGGEMANN, 1995). Por isso, a manutenção do condicionamento físico é um fator importante não só para a performance dos judocas, mas também para evitar lesões, especialmente aquelas que são advindas dos impactos entre o atleta e o tatame.

Com relação aos tempos de duração dos impactos (Tabela 1), os maiores tempos de duração dos impactos ocorreram no eixo látero-lateral y para todos os atletas e em todas as regiões corporais investigadas. De acordo com o critério de Macaulay (1987), quanto menor a duração do evento, maiores acelerações o organismo suporta. Por isso, considerando que o eixo látero-lateral sofreu tanto os maiores tempo de duração quanto as magnitudes de impacto, pode-se deduzir que os impactos gerados nesta direção são os principais responsáveis pelos possíveis acometimentos de lesões nos judocas advindas das quedas.

Entre as articulações analisadas, os menores valores de duração dos impactos foram registrados no punho e no tornozelo dos atletas. Esse fato ocorreu provavelmente devido à grande velocidade com que a mão atinge o solo, empregando uma grande velocidade de separação entre o corpo do judoca e o tatame e, conseqüentemente, um menor tempo de duração do impacto. Os maiores tempos de duração dos impactos foram registrados no quadril, para todos os atletas e em todos os eixos, chegando a 0,58 s no eixo y para o atleta da categoria meio médio. Esses resultados também foram encontrados por Santos (2003) e Piucco (2007), sendo justificado pelo fato do quadril estar localizado próximo do centro de massa corporal e por isso possui maior massa, o que aumenta a deformação do tatame e do corpo do judoca durante a colisão, e conseqüentemente, o tempo de contato.

Entre as categorias de peso, os tempos de duração dos impactos no punho aumentaram de acordo com o aumento de peso dos atletas. Este resultado é justificado pela tendência de aumento no tempo de duração do impacto de acordo com o aumento da massa do corpo envolvida durante a colisão, como foi anteriormente mencionado. No quadril essa característica foi observada somente para os tempos dos impactos no eixo x, e no tornozelo nenhuma tendência foi observada. É provável que as pequenas diferenças entre os valores de tempo de impacto (milissegundos) e as dificuldades na retirada desses valores dos sinais de impacto possam ter influenciado nesses resultados.

Apesar de vários pesquisadores documentarem que a submissão do organismo às forças de impacto de forma repetida pode causar lesões (VOLOSHIN et al., 1998; 1982; WOSK; VOLOSHIN, 1981), não existe nenhum critério para limitar a exposição de atletas aos impactos desportivos, como mencionado na revisão. O único critério que se pode utilizar para analisar os impactos de curta duração é o desenvolvido por Macaulay (1987), mostrado no gráfico da Figura 4. Apesar da escassez de informação sobre sua elaboração, utilização em pesquisas e de sua defasagem gráfica, este critério relaciona os tempos de duração dos impactos (0,001 a 0,1 s) com as magnitudes dos impactos (g).

De acordo com este critério, pode-se afirmar que as magnitudes de impacto encontradas no punho e no tornozelo dos judocas investigados neste estudo foram relativamente altas, ultrapassando o limite indicado de 100 a 200 g. Estes valores representam riscos de lesão moderada ou severa, dependendo do tempo de duração desses impactos. No quadril, as magnitudes de impacto foram baixas, porém, o tempo de duração dos impactos foi alto, situando na faixa de risco com duração intermediária e longa.

Para o atleta da categoria meio leve, os valores dos tempos de duração dos impactos no punho encontram-se dentro da região de curta duração ( $< 0,01$  s) nos eixos  $y$  e  $z$ , e na região de duração intermediária (entre 0,01 e 0,1 s) para o eixo  $x$ . Associados às magnitudes de impacto no eixo  $x$  (106,96 g) e no eixo  $y$  (263,11 g), estes valores encontram-se na área de risco de lesão severa do critério de Macaulay, e no eixo  $z$  (59,02 g) na área de risco de lesão moderada. Na região do quadril, os valores dos tempos de duração dos impactos em todos os eixos encontram-se na região de duração intermediária. Porém todos os valores de impacto são menores do que 13 g, e, portanto, não representam risco de lesão de acordo com o referido critério. No tornozelo, os valores dos tempos de duração dos impactos no eixo  $x$  e  $z$  encontram-se na região de curta duração, e no eixo  $y$  estes valores encontram-se na região de duração intermediária. Considerando as magnitudes dos impactos no eixo  $x$  (204,88 g) e no eixo  $y$  (214,48 g), estes valores indicam risco de lesão severa, e no eixo  $z$  (123,58 g) risco de lesão moderada.

Para o atleta da categoria de peso meio médio, os valores dos tempos dos impactos no punho encontram-se dentro da região de curta duração nos eixos  $x$  e  $z$ , e na região de duração intermediária no eixo  $y$ . Associados às magnitudes dos impactos no eixo  $x$  (140,21 g) e no eixo  $y$  (351,94 g), estes valores encontram-se na área de risco de lesão severa, e no eixo  $z$  (75,99 g) na área de risco de lesão moderada. No quadril, os

valores dos tempos de duração dos impactos nos eixos  $x$  e  $z$  encontram-se na faixa de duração intermediária do gráfico, enquanto que no eixo  $y$ , os valores encontram-se na faixa de longa duração ( $> 0,1$  s). As magnitudes dos impactos nos eixos  $x$  e  $z$ , associados com o tempo de duração dos impactos, não representam risco de lesões no quadril. Porém, no eixo  $y$ , os valores dos impactos (13,5 g) e do tempo de duração (0,58 s) representam, no mínimo, risco de lesão moderada nesta região. No tornozelo, os tempos de duração dos impactos no eixo  $x$  encontram-se na região de curta duração, e nos eixos  $y$  e  $z$  na região de duração intermediária. Associados às magnitudes dos impactos, esses valores no eixo  $x$  (76,09 g) representam risco de lesão moderada, e nos eixos  $y$  (242,88 g) e  $z$  (101,97 g) risco de lesão severa.

Para o atleta da categoria de peso meio pesado, os valores dos tempos de duração dos impactos no punho, em todos os eixos investigados, encontram-se na região de duração intermediária. Considerando as magnitudes dos impactos, estes valores representam no eixo  $x$  (36,36 g) e no eixo  $z$  (42,70 g) risco de lesão moderada, e no eixo  $y$  (171,83 g) risco de lesão severa. No quadril, os valores dos tempos de duração dos impactos em todos os eixos encontram-se na região de duração intermediária. As magnitudes de impacto no quadril variaram de 5 a 13,5 g, e quando associadas ao tempo de duração destes impactos, estes valores não representam risco de lesão na região do quadril, considerando o critério de Macaulay. No tornozelo, o atleta meio pesado obteve valores de tempo de duração dos impactos classificados como sendo de curta duração pra os eixos  $x$  e  $z$ , e de duração intermediária para o eixo  $y$ . As magnitudes dos impactos geradas nesta articulação, no eixo  $x$  (69,81 g) e  $z$  (86,64 g), juntamente com os valores de duração dos impactos, encontram-se na área de risco de lesão moderada, enquanto que os valores no eixo  $y$  (232,74 g) representam riscos de lesão severa.

Apesar do critério de Macaulay ser o único que pode ser usado para referenciar as vibrações transitórias, características dos impactos esportivos, esse critério tem inúmeros questionamentos. Além da sua representação gráfica limitada e da difícil interpretação da escala logarítmica de amplitude, este critério não cita o número de impactos, o período de exposição, nem o intervalo entre as repetições dos mesmos que sejam mínimos para que não haja lesões. Sem o controle destas variáveis não se pode fazer qualquer inferência sobre a capacidade de auto-reparo dos biomateriais frente às características das cargas e ao processo de fadiga, advindo das quedas no judô, visto que, de acordo com Radin, Paul e Rose (1998), quanto menores forem as durações dos

impactos, maiores são as magnitudes que o corpo pode sustentar, e que somente os impactos não são suficientes para o acometimento de danos, mas sim a repetição destes impactos de maneira contínua no organismo.

O surgimento da fadiga e a aplicação de cargas excessivas diminuem as sínteses celulares dentro da cartilagem articular e aumentam a degradação dos tecidos, causando a deterioração pelo uso comum que acompanham a prática prolongada de exercício (VAZAN, 1983). Por isso, os efeitos deletérios ao corpo dos judocas causados pelas cargas de impacto ao longo do tempo de prática são evidentes, considerando o alto número de quedas que os atletas realizam em competições e principalmente em treinos, que de acordo com Melo et al. (2005) e Melo et al. (2009), podem chegar a uma média de  $21,46 \pm 8,46$  quedas por sessão de treino para atletas amadores.

Ainda, de acordo com Morrison et al. (1999), qualquer método capaz de prever o risco de lesão advindo de choques mecânicos repetitivos deve ser baseado em uma ampla base de dados de estudos que investiguem a resposta humana, a incidência de lesões, as propriedades materiais e os modelos teóricos biomecânicos.

Outro fator a ser considerado é que para avaliar os riscos de lesões sobre as estruturas do corpo, tanto a magnitude das forças envolvidas quanto a taxa de aplicação (tempo em que a força é aplicada) das mesmas são fatores importantes a serem avaliados. Se a taxa de aplicação da força é alta é mais provável que as estruturas como os ligamentos e tendões sejam afetadas, enquanto os ossos possuem maior tendência a serem lesionados quando a taxa de aplicação de força é baixa (HAMILL; KNUTZEN, 1999; SCHIEHLL et al., 2007). Por isso, o ideal para se investigar as cargas de impacto no organismo humano seria determinar a taxa de mudança da aceleração dos movimentos (*jerk* ou *jolt*, representada por G/s ou  $m/s^3$ ). Na literatura, os estudos que investigam a *jerk/jolt* são poucos. No judô, apenas o estudo de Santos, Roesler e Melo (2007) investigou a *jerk* durante as quedas, a fim de determinar os índices de desconforto dos judocas durante a queda em diferentes tipos de tatames, representados nas repostas de percepção de desconforto dos judocas e pelas magnitudes da *jerk*.

## 5.2 ANÁLISE DOS SINAIS NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA

Visto que o corpo humano pode ser considerado como um sistema não linear com vários graus de liberdade (GERGES, 1992), este

pode vibrar em diferentes eixos, com características particulares de movimentos para cada direção. A direção em que a vibração é transmitida no corpo humano é uma característica bastante importante a ser analisada quando o objetivo é inferir sobre os possíveis danos causados por essas vibrações, e o limite de tolerância é dado em termos de valores máximos de aceleração que uma pessoa pode ficar exposta de modo seguro, para qualquer condição de frequência, duração e direção de aplicação das vibrações (MANSFIELD, 2005). Por isso, as respostas do corpo humano às vibrações são diferentes para cada eixo, e as normas que analisam as vibrações no corpo humano (ISO 2631, BS 6841) aplicam limites de tolerância de maneira distinta para a direção longitudinal ( $a_z$ ) e para as direções transversais ( $a_x$  e  $a_y$ ), quando ocorrem vibrações em mais de uma direção simultaneamente (vibração multiaxial).

Com relação às componentes de frequência das vibrações geradas durante os impactos sofridos pelos judocas durante a queda (Tabela 5) nos diferentes eixos do movimento, os resultados mostraram que, no geral, os menores valores de frequência foram registrados no eixo  $y$ , correspondente à direção vertical da batida e à direção látero-lateral do corpo do atleta. Observa-se na Tabela 5 que nesta mesma direção que as magnitudes de impacto foram maiores. Este fato demonstra a influência do local e da direção de aplicação das vibrações nas respostas do corpo humano, bem como a importância da análise espectral para análise dos sinais de impacto. Uma possível justificativa para este achado é que o judoca cai no tatame na posição deitada, realizando o *ukemi* (Figura 15), e batendo os segmentos (pé, mão, quadril) no tatame, predominantemente na direção látero-lateral. A propagação das ondas vibratórias ocorre através dos músculos, no sentido das fibras musculares (MANSFIELD, 2005), e por isso, quando o judoca cai, as camadas de tecidos (pele, camada subcutânea, tecido adiposo, tecido muscular) encontram-se sobrepostas, e a vibração na direção látero-lateral é amortecida, sendo transmitida para os demais eixos, principalmente na direção de orientação das fibras musculares (eixo  $z$ ). Ainda, pode-se considerar as vibrações sofridas pelo próprio acelerômetro que, mesmo que bem fixado sobre a pele, sofre interferência pelo movimento de vibração (NARIMANI; MIRBAGHERI; HOVIATTALAB, 2005; LAFORTUNE et al., 1995), que é mais evidente na direção de movimento da pele e do tecido subcutâneo (eixo  $z$  e  $x$ ).

As vibrações geradas durante a queda foram de maiores magnitudes de frequência na direção vertical  $z$  e ântero-posterior  $x$ . As

maiores vibrações sofridas no eixo  $z$  pode estar associada ao movimento *zantin* realizado pelo *tori*. Como descrito anteriormente, neste movimento o *tori* segura firme com as duas mãos na manga do *judogui* do *uke* suspendendo-o para cima. Porém, pelo fato do *zantin* frear bruscamente o movimento do *uke* na direção longitudinal do corpo, as vibrações nesta direção podem ter sido aumentadas por esse motivo.

No eixo  $x$  especificamente, estes dados são os mais preocupantes, pois, segundo Gerges (1992), os limites toleráveis de vibração nesta direção são mais baixos. As vibrações no eixo vertical  $z$  estão relacionadas ao risco de lesões nas articulações intervertebrais e efeitos na postura corporal (SEIDEL et al. 1998). Sob influência da vibração combinada longitudinal e transversal do tronco, a massa abdominal vibra para dentro e para fora da caixa torácica, entrando em choque com as costelas, o que aumenta os riscos de lesão (HARRIS; PIERSOL, 2002). Por isso, a característica das vibrações transmitidas no corpo dos judocas, encontradas neste estudo, podem ter um risco de lesão aumentado pelo fato de serem transmitidas em diferentes eixos combinados ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ) e de modo simultâneo quando o judoca atinge o tatame.

De acordo com a norma ISO 2631, as vibrações no corpo humano devem ser medidas no ponto de aplicação da aceleração. Na medida em que a frequência aumenta, elas são mais sentidas perto do ponto de aplicação da vibração (GRIFFIN, 2003), ou seja, na região do corpo do judoca que entra em contato com o tatame.

As frequências das vibrações foram maiores na articulação do tornozelo de todos os atletas investigados, seguido do punho, e por fim do quadril. Este mesmo comportamento foi observado para as magnitudes de impacto, porém em direções diferentes, o que indica uma interdependência existente entre as duas variáveis. Mansfield (2005) e Griffin (1990) explicam que as forças de impacto influenciam na magnitude das vibrações, mas não necessariamente no mesmo eixo de aplicação da força, devido à influência da distribuição dos tecidos corporais na resposta às vibrações, como foi observado neste estudo.

Com relação à vibração no punho, vários estudos relacionam algumas patologias como a de síndrome dos dedos brancos, a síndrome do túnel do carpo e a tendinite com a exposição às vibrações periódicas de altas frequências (STARCK; PYYKKO, 1986). A energia vibratória gerada nas mãos pode ser transmitida em quantidades consideráveis através do braço para a cabeça (DENISOV; SERGEEV, 1968; DUPUIS;

ZERLETT, 1986; IWATA et al., 1972), o que aumenta a complexidade de determinação de limites de tolerância e de entendimento dos danos causados no organismo decorrentes de uma determinada vibração. Devido à transmissão das vibrações, outras regiões próximas a região do impacto também são suscetíveis a lesão, principalmente o complexo do tórax (TEMPLE et al. 1964).

De acordo com Mansfield (2006), tanto para a parte superior do corpo relaxada quanto ereta, a energia absorvida é proporcional ao quadrado da aceleração. Por isso, as altas frequências de vibração no punho dos judocas encontradas neste estudo (até 32,641 Hz para o atleta meio médio), pode ser um fator que contribui para o acometimento de lesões nos judocas na região da mão e antebraço, como síndrome do impacto, danos articulares, diminuição da circulação sanguínea entre outros sintomas. Dependendo da sua transmissão às outras regiões e do tempo de exposição, as vibrações geradas na mão podem contribuir na causa de danos na articulação do ombro e sintomas na região do tórax e da cabeça, como náuseas, dores de cabeça e ânsia de vômito.

As vibrações na articulação do tornozelo obtiveram picos em frequências relativamente altas, quando comparados com as vibrações medidas na tíbia em outros esportes como na corrida (7,8 e 19,5 Hz) (LAFORTUNE et al., 1995) e no patins *in-line* (10 e 20 Hz) (MAHAR et al. 1997). Assim como no punho, as vibrações de altas intensidades contribuem na causa de danos articulares e dos tecidos da região atingida.

As vibrações geradas na região do quadril foram as de menores magnitudes, porém, não de menores importâncias, visto que as frequências de ressonância dessa região são baixas, entre 4 e 8 Hz (HARRIS; PIERSOL, 2002; DUPUIS; ZERLETT, 1986; ISHITAKE et al. 2002), e que as vibrações relacionadas com a ocorrência de dores no peito e no abdômen ficam na faixa entre 4 e 10 Hz (GRIFFIN, 1990).

A atenuação das vibrações no quadril ocorreu provavelmente pelos mesmos fatores que reduziram as magnitudes dos impactos nesta região, ou seja, pela antecipação da batida da mão no tatame dissipando a energia do impacto e pela movimentação das articulações sacroilíacas no momento do impacto.

Outro fator que pode ter influenciado nas baixas magnitudes de vibração no quadril é a maior presença de tecidos moles e adiposos nesta região e também no abdômen. A gordura tem um grau elevado de amortecimento não linear, o que atenua a vibração local bem como sua transmissibilidade. Porém, este amortecimento não linear aumenta o grau de dissipação nas articulações e ligamentos, o que pode



comprometer estas estruturas de acordo com a intensidade da exposição (JARRAH et al. 1997).

No abdômen, a mobilidade proporcionada pelas vibrações também pode causar danos e desconforto. Harris e Piersol (2002) explicam que as vísceras abdominais têm uma alta mobilidade, devido à rigidez muito baixa do diafragma, do volume de ar dos pulmões e da caixa torácica acima delas. Quando o tronco é submetido à vibração multiaxial, a massa abdominal vibra para dentro e para fora da caixa torácica. Durante a fase do ciclo em que o conteúdo abdominal se move em direção às costelas, a parede abdominal é comprimida na direção contrária e o abdômen parece maior em volume; ao mesmo tempo, a deflexão para baixo do diafragma causa uma diminuição na circunferência do peito. Por isso, os critérios de lesão para as vísceras são de grande abrangência (HARRIS; PIERSOL, 2002).

A diferença nas características corporais dos sujeitos é um dos fatores que interferem nas respostas às vibrações, no limiar de percepção, no grau de danos causados e na taxa de transmissibilidade das vibrações no organismo. Devido à complexidade da estrutura do corpo humano a transmissibilidade da vibração depende de muitas variáveis, como a fonte de entrada da vibração e das características do próprio organismo, tais como a massa corporal, o tamanho dos órgãos e membros, o grau de tensão muscular, a postura e orientação do corpo (MANSFIELD, 2005; BOILEAU; RAKHEJA; WU, 2002). A variação do somatotipo (de não-muscular até musculatura média) é uma variável independente de grande importância para análise da tolerância as vibrações de corpo inteiro, com frequências próximas a 20 Hz e de curta duração (menores de um minuto) (MAGID, COERMANN, 1960), que é o caso das vibrações geradas no corpo dos judocas durante os amortecimentos de queda.

Neste estudo, as maiores frequências de vibrações encontradas para o atleta meio pesado no punho (eixos  $y$  e  $z$ ), no quadril (eixo  $z$ ) e no tornozelo (eixo  $y$ ) podem ter sido influenciadas pela força com que este judoca bate no tatame, pois, de acordo com Griffin (1990), a força gerada durante o choque intensifica a geração e a propagação de ondas vibratórias. Visto que a força de reação do solo é diretamente relacionada com a massa envolvida durante a colisão, o atleta mais pesado obteve provavelmente uma maior força de reação do solo durante o contato com o tatame, e conseqüentemente, vibrações de frequências maiores. Este fator pode também ter influenciado nas

menores frequências das vibrações geradas no punho e no tornozelo do atleta de menor categoria de peso.

Outro fator que explica as maiores frequências de vibrações no do atleta meio pesado é as características da composição corporal no local do impacto. As vibrações mecânicas não ocorrem de maneira uniforme, pois, cada parte do corpo pode tanto amortecer quanto amplificar as ondas vibratórias, dependendo do local do impacto, a quantidade de tecidos moles que ficam entre o osso e o tecido cutâneo favorece diretamente no aumento da vibração gerada (FERNANDES et al., 2003). Este fator pode ter contribuído para as altas frequências das vibrações medidas no punho do atleta de maior massa corporal, bem como para as baixas frequências das vibrações medidas no punho e no tornozelo do atleta da categoria meio leve.

Porém, no eixo  $z$ , o atleta meio leve foi o que sofreu vibrações de maiores frequências no tornozelo. Uma provável explicação para o aumento das vibrações na direção longitudinal do corpo deste atleta é pela possível intensificação do movimento de *zantin*. A menor massa corporal do *uke* meio leve pode ter facilitado o movimento de segurança e “suspensão” realizado pelo *tori* no *zantin*, bloqueando subitamente o movimento na direção longitudinal do corpo do *uke* e intensificando as vibrações no eixo  $z$  deste judoca. Porém, vale ressaltar que na literatura pesquisada não foram encontrados estudos que investigassem o movimento de *zantin* no judô. Por isso, apesar da hipótese do movimento de *zantin* poder ter contribuído para o aumento da vibração no eixo  $z$  do judoca de categoria de peso meio leve, outras variáveis devem ser investigadas a fim de determinar as implicações desse movimento durante os treinos de judô.

No quadril, o judoca da categoria meio leve obteve significativamente as maiores magnitudes de impacto do que os demais atletas somente no eixo  $x$ . A magnitude das vibrações não diferiu nos demais eixos entre os atletas nesta região. Apesar da transmissibilidade da vibração na pélvis e abdômen ser bastante complexa, um dos fatores que pode ter influenciado nas altas magnitudes de vibração no atleta mais leve é que, de acordo com Griffin (1990), o aumento nas dimensões corporais está associada com a redução da transmissão da vibração, do quadril até cabeça, para a maioria das frequências entre 1 e 100 Hz. Ainda, a individualidade das respostas a vibração são evidentes entre diferentes sujeitos, pois, de acordo com Boileau, Rakheja e Wu (2002), entre outras variáveis, a postura e a orientação do corpo influenciam na transmissibilidade ao vibração no corpo humano, bem como o grau de tensão muscular.

Apesar da diferença na composição corporal ser uma variável que influencia na energia vibratória gerada durante os impactos, bem como a transmissão dessa energia através do corpo, esta variável não atua isoladamente. No judô, os atletas de categorias mais pesadas estão geralmente associados com um maior percentual de gordura corporal, principalmente na região do tronco, o que poderia beneficiar a estabilidade do centro de massa (IIDA et al. 1998; FRANCHINI, 2001). Apesar da gordura corporal estar associada com um aumento no amortecimento não linear das vibrações, Wolf (1973) explica que o aumento das dobras cutâneas e da massa corporal está associada negativamente com a performance em diferentes tarefas realizadas em ambientes vibratórios de altas magnitudes, indicando que as pessoas que têm bom condicionamento físico provavelmente são menos afetadas pelas vibrações.

O aumento no %G também está associado com a diminuição da força isométrica de tração lombar e escápulo-umeral, a flexibilidade da articulação do quadril, o equilíbrio e a potência aeróbia (NAKAJIMA et al, 1998), fatores estes que são determinantes no desempenho físico e principalmente para a definição das técnicas aplicadas pelos judocas durante o combate e escolhidas como de preferência. A força e o enrijecimento muscular têm sido recentemente associados à diminuição das forças de impacto na corrida (NIGG, COLE; BRUGGEMANN, 1995; NIGG, 1997; NIGG; WAKELING, 2001), sendo que essa atenuação diminui com a instalação do processo de fadiga (HAMILL; DERRICK; HOLT, 1995). Santos et al. (2005) explica que durante a realização do *ukemi* ocorre uma contração excêntrica dos grupos musculares e das articulações envolvidas, a fim de formar um binário de forças gerando um torque no sentido do deslocamento, fazendo com que não ocorra lesão aparente.

Por isso, quanto mais o judoca realiza contração da musculatura, maior é a atenuação das forças de impacto e da vibração gerada durante a queda, aumentando a prevenção da ocorrência de lesões. As características das vibrações e dos mecanismos de atenuação dos impactos indicam que o aumento de peso é um fator negativo que aumenta os danos causados pelas vibrações ao longo do tempo. Por isso, é fundamental que, além da realização correta do *ukemi* os judocas tenham um bom condicionamento físico e fortalecimento muscular, a fim de prevenir os danos e sintomas advindos dos impactos transmitidos ao corpo dos judocas durante a queda.

### 5.2.1 Faixas de Frequência no Punho

A distribuição da densidade espectral de potência dos sinais medidos no punho, dada em %, nas cinco faixas de frequências investigadas, (Tabela 2) ficou concentrada principalmente entre 17,57 e 31,25 Hz nos eixos  $x$  e  $y$ , e na faixa de 33,2 a 50,78 Hz no eixo  $z$ . A frequência de ressonância no sistema mão e braço tem sido um pouco contraditória na literatura. Alguns autores (DIECKMANN, 1957; HEMPSTOCK; O'CONNOR, 1986; REYNOLDS; FALKENBERG, 1982; REYNOLDS; SOEDEL, 1972) estabelecem uma ressonância entre aproximadamente 20 Hz, enquanto outros autores (DENISOV; SERGEEV, 1968; DUPUIS; ZERLETT, 1986; IWATA et al., 1972) relataram a ocorrência de ressonância entre 12 e 16 Hz, dependendo da orientação do cotovelo. Rao e Ashley (1976) citam ocorrer um terceiro modo de ressonância corporal, no eixo vertical, na faixa de 30 a 40 Hz, correspondente ao sistema mão e braço.

Considerando estes valores, pode-se afirmar que as vibrações que ocorrem na mão dos judocas devido ao impacto com o tatame, encontram-se grande parte na faixa de ressonância do sistema mão e braço (12 a 30 Hz) encontrada na literatura. As vibrações localizadas percussivas, como as que ocorrem na mão, entre 10 e 50 Hz, têm sido associadas às desordens circulatórias, ósseas e articulares, neurológicas, musculares, entre outras desordens generalizadas do sistema nervoso (GRIFFIN, 1990; GRIFFIN, 1998).

Rasmussen (1982) cita a ocorrência de ressonância na mão fechada entre 50 e 200 Hz. Quando as vibrações atingem frequências próximas a de ressonância, o controle manual e a força são afetados, principalmente devido à instalação da fadiga local (NIGG; WAKELING, 2001), que ocorre devido ao incremento do tônus muscular nas faixas de 13 a 20 Hz (ISO, 2631). Os resultados encontrados neste estudo mostram um conteúdo espectral significativo nas frequências próximas e superiores a 50 Hz, principalmente da categoria de peso meio pesado, no qual as frequências próximas a 50 Hz chegaram a representar mais de 50% do sinal, o que pode afetar a força necessária para realizar a pegada dos judocas. Por isso, em um treino de judô envolvendo quedas consecutivas, o judoca terá provavelmente uma diminuição da performance em termos da força da preensão manual, que é uma característica muito importante para um judoca, visto que, de acordo com Franchini et al. (1999), o objetivo primário no judô é o controle do espaço entre os adversários e o meio mais eficiente para

efetuar esse controle é dominar a pegada. Em consequência disso, a força isométrica de preensão manual é considerada importante para o desempenho no judô.

As frequências maiores de 50 Hz obtiveram conteúdo espectral relativamente alto para o judoca da categoria meio leve (25,18%), e as frequências maiores de 80 Hz representaram 16,12% do sinal para o atleta da categoria meio médio. Com relação às vibrações de alta frequência (maiores de 50 Hz), há muito pouca informação sobre os efeitos causados no corpo devido à exposição a esse tipo de vibração. No caso dos membros superiores, são observadas vermelhidão cutânea e dormência quando a vibração ocorre perto de 100 Hz (MOHR et al. 1965). As vibrações locais nas mãos de 16 a 1000 Hz causadas por impactos podem causar lesões nos ossos, articulações, músculos, nervos e problemas circulatórios, mas não é possível indicar um problema específico que pode ocorrer baseado nestas informações, visto que o ponto de aplicação da vibração e a sua transmissão através do corpo é diferente (HOPCROFT; SKINNER, 2005).

### 5.2.2 Faixas de Frequência no Quadril

Os dados encontrados neste estudo mostraram que a DEP ficou principalmente concentrada na faixa de frequência de aproximadamente 2 a 9 Hz, chegando a representar 99,59% e 90,62% do sinal para os atletas das categorias meio médio e meio pesado no eixo y, respectivamente. Na região pélvica, as vibrações de frequências mais baixas são as que mais contribuem para a causa de danos, devido à baixa frequência de ressonância dos órgãos internos. A faixa de frequência de 4 a 8 Hz corresponde às frequências de ressonância da massa abdominal e pulmões, na direção vertical, e nas direções laterais (eixos x e y), as ressonâncias ocorrem em frequências mais baixas, de 1 a 2 Hz (GERGES, 1992).

Harris e Piersol (2002) citam que o deslocamento periódico das vísceras abdominais tem a sua ressonância entre 3 e 3,5 Hz, enquanto as frequências entre 3 e 8 Hz afetam os intestinos (BERASATEGUI, 2000). Dupuis e Zerlett (1986) encontraram que o movimento dos órgãos internos do corpo aumenta nas frequências de vibração de 3 a 6 Hz, gerando forças (de compressão e estiramento) consideráveis nos tecidos nesta faixa de frequência, causando distúrbios na contração e no ritmo motor gástrico.

Os modos de oscilação das vísceras abdominais podem variar, dependendo do tipo do órgão (sólido ou oco) (ROUHANA, 1993), da composição corporal (mulheres têm uma alta mobilidade das vísceras e absorvem uma quantidade de energia maior do que os homens) (MANSFIELD, 2006), e da direção da vibração (GERGES, 1992; HARRIS; PIERSOL, 2002; GRIFFIN; PARSONS; WHITHAM, 1982). Por isso, apesar da análise dos componentes da frequência e de sua densidade espectral de potência proporcionarem informações confiáveis sobre a mobilidade gástrica e a resposta às vibrações de corpo inteiro (ISHITAKE et al. 2002), os critérios de lesão para as vísceras são de grande abrangência devido a complexidade das respostas individuais as vibrações. Os resultados dos estudos que investigam sobre a mobilidade gástrica permanecem ainda incompletos, e alguns ainda contraditórios aos limites propostos pela ISO 2631-1.

Além das lesões causadas na região pélvica e nos órgãos internos, a lesão de tecidos moles na região do quadril devido às quedas é uma ocorrência comum em atletas, estando relacionadas ao estiramento de músculos e nervos. A crista ilíaca é particularmente suscetível a lesões devido à sua localização superficial e à massa de tecidos moles na área vizinha (FILHO, 199-). Problemas de fratura no quadril causado durante quedas também são frequentes, reportados na literatura principalmente em estudos geriátricos, onde 90% das fraturas de quadril são causadas por quedas (PRINCE et al., 1997).

Por isso, mesmo que no judô existam técnicas de amortecimento de quedas, a exposição frequente às vibrações pode vir a causar danos principalmente na região pélvica. Ainda, estudos de Melo et al. (2005, 2009) apontam que as lesões no judô advindas das quedas ocorrem quando os judocas caem de forma incorreta para evitar a pontuação do oponente. Além do risco de lesões agudas advindo das quedas mal realizadas, os resultados encontrados neste estudo mostram que judocas estão expostos às vibrações com frequências contidas na faixa que representa a causa de ressonância na maioria dos órgãos internos pélvicos e abdominais, o que representa um risco elevado para a causa de danos nessas estruturas.

### 5.2.3 Faixas de Frequência no Tornozelo

A distribuição da DEP no tornozelo (Tabela 4) foi maior na faixa de frequência entre aproximadamente 25 e 50 Hz. Características similares de vibrações foram encontradas por Lafortune et al. (1995) na

tíbia de indivíduos durante a corrida, sendo 47,2% do conteúdo de potência espectral contidos nas frequências entre 15,7 e 58,6 Hz. Já no patins *in-line*, a potência espectral gerada é mais baixa, e localiza-se nas faixas entre 10 e 20 Hz (MAHAR et al., 1997), provavelmente pelo fato do atleta patinar com os joelhos semi-flexionados, visto que a frequência de ressonância é reduzida com os joelhos flexionados (LEVY; SMITH, 2005).

A presença de energia vibratória nas faixas superiores a 50 Hz foi bastante alta para todos os judocas, chegando a representar mais de 50% da DEP nos atletas das categorias meio leve e meio médio, e mais de 40% no atleta meio pesado. A faixa de frequência  $> 82,03$  Hz representou aproximadamente 20% da DEP para os atletas meio leve e meio pesado no eixo *z*, e 41,38% para o atleta meio médio no eixo *x*. Apesar de não haver trabalhos na literatura que investiguem os efeitos da exposição dos membros inferiores às vibrações de altas frequências, os mesmos danos relatados para os membros superiores podem provavelmente ocorrer, como vermelhidão cutânea, dormência, lesões nos ossos, articulações, músculos, nervos e problemas circulatórios.

Quanto ao posicionamento dos joelhos, Rasmussen (1982) cita que a frequência de ressonância no membro inferior pode variar de 2 Hz com o joelho flexionado até 20 Hz com o joelho estendido. Neste estudo as faixas de baixa frequência no tornozelo ( $> 9$  Hz) obtiveram conteúdo de potência espectral bastante alto, principalmente no eixo *y*, onde chegou a representar 42,97% do sinal para o atleta meio leve, 39,13% para o atleta meio médio, e 28,01% para o atleta meio pesado. Observa-se que de acordo com o aumento do peso, houve uma maior atenuação das frequências de baixa amplitude na perna. A atenuação das frequências de baixa amplitude pode ter sido provocada pelo maior volume de tecido mole presente nesta região, e pela função de filtro do tipo passa-baixa que estas estruturas anatômicas exercem, juntamente com as estratégias cinemáticas de queda, em frequências de ressonância menores de 10 Hz (HAMILL; DERRICK; HOLT, 1995).

No judô, a posição final correta do joelho adotada após a realização do *ukemi*, conforme mostrada na Figura 15, é com os joelhos flexionados cerca de  $90^\circ$ . Esta posição de queda pode diminuir a faixa de frequência considerada como perigosa nesta articulação (de 20 Hz para 2 Hz), por isso, é importante que o professor (*sensei*) enfatize a correta execução do *ukemi*, principalmente para os judocas iniciantes, a fim de atenuar os danos causados pelas vibrações no corpo do judoca, bem como utilizar tatames confeccionados com materiais que tenham

características viscoelásticas ideais para amortecer os impactos sem que haja retorno da energia ao organismo do judoca.

### 5.3 SINTOMAS PERCEBIDOS PELOS JUDOCAS

Os sintomas de dor e desconforto sentidos por atletas são difíceis de associar a um fator/variável específico, visto que o esforço físico realizado pelo atleta pode causar vários sintomas como cansaço, dores musculares, dores de cabeça, ânsia de vômito, entre outros. Porém, neste estudo, deu-se ênfase aos sintomas que os judocas sentiam após treinos, nos quais as exigências da realização dos *ukemi* eram exageradas, ou seja, treinos com muitas projeções.

Todos os judocas responderam sentir sintomas de dor e desconforto durante a realização dos amortecimentos das quedas das projeções. Estes sintomas ocorreram no corpo todo, principalmente nas mãos, nos ombros, no quadril, nos joelhos, os pés, nos tornozelos, nas costas e na lombar. Estas regiões coincidem com a sequência em que o corpo do judoca atinge o solo durante a realização do *zempo-kaiten-ukemi*, que de acordo com Santos (2003), é realizado primeiramente com a batida da mão, seguido pelas demais partes do corpo. As vibrações geradas nas regiões do punho, do quadril e do tornozelo dos judocas durante o choque com o tatame podem estar contribuindo para os sintomas sentido nestes locais, visto que suas características (frequência, amplitude e tempo) propiciam o acometimento de danos devidos às ressonâncias dos tecidos e órgãos dos locais investigados.

Outras regiões que também foram citadas pelos judocas foram a cabeça, o abdômen e o peito. Estas regiões, assim como as costas, a lombar, os joelhos e os ombros, não sofreram impacto diretamente durante a queda, mas é provável que a transmissão dos impactos e das vibrações com frequências indesejáveis possam estar contribuindo para a percepção de desconforto dos judocas. As vibrações geradas na mão podem ser transmitidas para o corpo, através do antebraço, do braço, dos ombros, e, dependendo da intensidade da vibração, da posição adotada e das características do sujeito, essas vibrações atingem a cabeça e o tórax (RASMUSSEN, 1982). Neste estudo, as frequências das vibrações geradas na mão durante a queda do judoca atingiram níveis altos, acima de 50 Hz. Nesta faixa de frequência, a atenuação dos impactos do pé até a cabeça ocorre numa ordem de 30 dB, e a atenuação da mão para a cabeça é aproximadamente 40 dB (RASMUSSEN, 1982). Portanto,



apesar de as vibrações no ombro, na cabeça e no peito não terem sido mensuradas neste estudo, é muito provável que uma quantidade significativa de vibração tenha sido transferida para estas regiões e tenha atingido as suas frequências de ressonância, como a dos ombros (4-5 Hz), do sistema tórax-abdomen (5-10 Hz), do sistema cabeça-pescoço-ombro (20-30 Hz), do sistema ocular (30-60 Hz).

Os judocas relataram sentir vários tipos de sintomas decorrentes das quedas sucessivas, todos relacionados à exposição às vibrações. Os sintomas mais intensos relatados foram dor nas costas, sensação de desconforto generalizado, fraqueza, dormência local do impacto, tontura e desequilíbrio. No estudo de Santos e Shigunov (2001), mais de um terço dos judocas relataram sentir dor no tórax, mais especificamente na região lombar, após um treino de quedas. Os problemas posturais, dores na região lombar e cervical, bem como o risco de lesão nas articulações intervertebrais, estão relacionados à exposição do corpo humano à vibração (GRIFFIN; PARSONS; WHITHAM, 1982; BOVENZI; BETTA, 1994; MANSFIELD; GRIFFIN, 2000; PALMER et al., 2000; REHN et al., 2000), devido a transmissão da vibração para a coluna e para a cabeça. Alguns autores citam que na faixa de frequência de 10 a 20 Hz a transmissão da vibração pela coluna vertebral é bastante intensa. Neste estudo, pode-se observar que as frequências de vibração próximas e até maiores do que esta faixa (10 a 20 Hz) foram encontradas durante o amortecimento de queda, e podem ser transmitidas facilmente para a coluna lombar, tanto pelas vibrações geradas na mão, no quadril ou no tornozelo, visto que a coluna é o eixo central que conecta as extremidades corporais. Mansfield e Griffin (2000) afirmam que a redução da incidência das dores na região do dorso e das costas e dos demais efeitos ocasionados pela vibração no corpo humano pode ser obtida pela redução da magnitude do movimento que ocasiona a vibração, ou ainda pela redução da energia do movimento em determinadas frequências. Por isso, para amenizar os sintomas de dor e desconforto nos judocas, é necessário a realização do *ukemi* de maneira correta durante os treinos, bem como aplicar corretamente as técnicas de projeção e realizar o *zantin*, a fim de reduzir as magnitudes das vibrações.

Os sintomas de desconforto, fraqueza e descontrole dos movimentos relatados pelos judocas podem estar relacionados ao aumento da tensão muscular que, de acordo com Poulton (1978), é realizada automaticamente para atenuar as vibrações durante choques. Após uma sequência de projeções, provavelmente os *uke*, principalmente os menos experientes, tensionam a musculatura logo

após o choque com o tatame, a fim de atenuar a propagação das ondas vibratórias pelo corpo, o que pode contribuir no aumento da fadiga e consequentemente a fraqueza e descontrole dos movimentos. De acordo com Seidel et al. (1998), os ciclos da vibração pico (ou choques) são os que mais contribuem para o aparecimento da fadiga. Por isso, as vibrações que afetam o corpo dos judocas durante a queda, encontradas neste estudo, e a realização de quedas sucessivas sem um intervalo de recuperação adequado, são fatores que provavelmente contribuem para o surgimento da fadiga e, consequentemente, dos sintomas de fraqueza e descontrole dos movimentos relatados pelos judocas.

A dormência sentida nas regiões de impacto, relatadas pelos judocas devido à realização de quedas sucessivas, pode ser justificada pela diminuição do fluxo sanguíneo local, que ocorre devido à exposição às vibrações localizadas (HOPCROFT; SKINNER, 2005; GRIFFIN, 1990). Os problemas de tontura, desequilíbrio, visão turva e dores de cabeça sentidos pelos judocas ocorrem provavelmente pela transmissão dos choques através do sistema esquelético para a cabeça. A faixa de frequência na qual a cabeça entra em ressonância (30-40 Hz) pode ter sido atingida por meio da transmissão das vibrações geradas durante a queda dos judocas no tatame, principalmente pelos impactos sofridos no quadril e na mão que estão mais próximos a cabeça.

A desestabilização da cabeça, de acordo com Pozzo et al. (1991), pode prejudicar na manutenção das informações consistentes para os sistemas vestibular e visual. A cabeça incorpora sensores muito delicados e altamente sensíveis, além de alojar o cérebro que é responsável pelo recebimento, armazenamento, envio, processamento e controle de todas as informações ao corpo. Rao e Ashley (1976) explicam que a cabeça é considerada um membro muito instável, possuindo seis graus de liberdade de movimento, e quando algum distúrbio externo como as vibrações interfere na estabilidade do sistema vestibular, pode haver efeitos indesejáveis, como a diminuição da acuidade visual e a alteração no tempo de reação. Estes sintomas podem prejudicar significativamente a performance dos judocas, visto que, de acordo com Lima et al. (2004), a velocidade de reação motora humana (tempo de reação) é uma capacidade física importante para os judocas, sendo observada na reação aos ataques ou pegadas do adversário, a fim de realizar um contragolpe ou uma esquiva.

Outros sintomas também relatados pelos judocas foram enjoo, desconforto intra-abdominal e ânsia de vômito. Estes sintomas podem ter sido causados pelas vibrações que ocorrem na faixa de 4-9 Hz (encontradas como a faixa predominante na região pélvica neste estudo),

e que de acordo com Dupuis e Zerlett, (1986), correspondem ao primeiro modo de ressonância do corpo devido à ressonância dos órgãos internos do tórax e abdômen, sendo este o maior responsável pelo limite de tolerância do corpo humano às vibrações. As vísceras abdominais têm uma alta mobilidade, e o movimento dos órgãos internos do corpo aumenta nas frequências de vibração de 3 a 6 Hz, causando forças (de compressão e estiramento) consideráveis nos tecidos nesta faixa de frequência, causando desordens na contração e no ritmo motor gástrico (DUPUIS; ZERLETT, 1986), o que pode explicar em partes os sintomas de enjôo e desconforto intra-abdominal sentidos pelos judocas durante treinos com alta exigência de quedas.

O sintoma de sonolência, também relatado pelos judocas, pode estar associado tanto às dores de cabeça e tontura quanto aos fatores de fraqueza e fadiga muscular. Poulton (1978) reportou que a exposição às vibrações nas frequências entre 3,5 e 6 Hz podem ter um efeito de alerta, resultando uma melhora na performance de execução de tarefas tediosas. Este estímulo pode ser explicado pela tensão dos músculos para atenuar as vibrações. Porém, apesar de gerar um estado de alerta, após certo tempo, estas vibrações são também responsáveis pela fadiga prematura do sujeito devido às tensões musculares. Para as frequências fora desta faixa, os músculos são relaxados para atenuar as vibrações, podendo diminuir o estado de alerta e conseqüentemente a performance (POULTON, 1978). Por isso, no caso das vibrações geradas durante o amortecimento de queda do judô, a maioria das frequências encontradas, exceto na região do quadril, estão em faixas de frequência superiores a 6 Hz, o que pode justificar a sonolência relatada pelos judocas ocorrida durante um treino com alto número de queda.

O tempo de duração dos sintomas relatados pelos judocas pode também ser explicado pela exposição do corpo humano às vibrações. Apesar de 14 dos judocas investigados terem afirmado que a sensação de dor e desconforto sentido após as quedas serem momentâneas, 10 judocas relataram sentir estes sintomas por mais de dois minutos após o treino, e dois deles relataram que estes sintomas permanecem até o dia seguinte após o treino. No estudo de Santos e Shigunov (2001), um em cada quatro judocas relatou sentir dores lombares no dia posterior a um treinamento onde se tenha realizado maior número de quedas que o normal. O corpo suporta as vibrações mediante a contração e relaxamento contínuos do sistema muscular, nos períodos iniciais, mas depois de certo tempo, produz um desequilíbrio no sistema de autorregulação, o qual atinge até mesmo o sistema muscular digestivo (FERNANDES et al, 2003). Tem-se postulado na literatura que as

vibrações entre 4 e 20 Hz, excedendo 0,20 g, tem um efeito negativo no desempenho motor, e que estes efeitos permanecem por no mínimo 30 minutos depois que a exposição à vibração cessa (HORNICK, 1973; SANDERS; McCORMICK, 1993). As vibrações transmitidas ao corpo dos judocas durante as quedas obtiveram características de frequência semelhantes ao estudo de Hornick, (1973) e de Sanders e McCormick (1993), com magnitudes provavelmente superiores 0,20 g, e por isso, podem estar relacionadas com a permanência dos sintomas sentidos após um treino com alto número de quedas relatado pelos judocas.

Pozzo et al. (1991) afirmam que a importância da atenuação dos choques pode ser um fator crítico na suscetibilidade de um indivíduo se lesionar (POZZO et al., 1991). Shishida (1988) registrou 11 mortes, entre outras lesões graves, ocorridas durante a prática de *aikido* no Japão, sendo que oito mortes ocorreram devido à queda. Segundo o autor, os atletas que sofreram lesões ou que vieram a falecer, foram submetidos aos treinos exaustivos com muitas repetições de quedas, sugerindo que os benefícios das técnicas de queda nas artes marciais para evitar lesões devem ser desenvolvidos juntamente com o processo de aquisição desta habilidade, a fim de evitar riscos para o praticante.

As lesões traumáticas como fraturas, luxações, entorses e distensões musculares, podem estar associadas aos impactos súbitos transmitidas durante as quedas consecutivas no judô, causadas pela propagação das ondas geradas pelo impacto com o tatame pelo sistema esquelético. Esta propagação faz com que algumas estruturas anatômicas como ligamentos, cartilagens articulares e ossos atenuem passivamente essas ondas de impacto. Por isso, quanto maior as magnitudes ou frequência de aplicação dos impactos, maior é o estresse aplicado nestas estruturas, resultando num aumento do risco de lesões e doenças degenerativas (HAMILL; DERRICK; HOLT, 1995).

As variáveis intrínsecas ao judoca como a postura corporal, a posição e a orientação dos membros, o tamanho e a massa corporal, o nível de treinamento físico e resposta dinâmica do corpo a vibração influenciam não somente na maneira como a vibração é transmitida, mas também como ela é percebida. A influência de pequenas alterações na postura corporal adotada pode ser ao mesmo tempo enorme, na medida em que pequenas modificações na tensão muscular e posição podem alterar o local onde a vibração entra no corpo, e como a vibração se move através do corpo, principalmente quando as frequências de vibração são altas (GRIFFIN, 1990).

Como já abordado anteriormente, as variações na postura do corpo alteram as propriedades elásticas e de amortecimento do

organismo, o que conduz a mudanças nas frequências de ressonância e na transmissão das vibrações para o corpo, em faixas de frequência particulares (LEVY; SMITH, 2005). Por isso o sistema músculo esquelético pode ainda atenuar os impactos por meio de um processo ativo como o ajuste da rigidez articular e da manipulação cinemática para posicionar os segmentos corporais de maneira mais apta a atenuar os choques. De acordo com Hamill, Derrick e Holt (1995), a eliminação das altas frequências na parte superiores do corpo está associada com a atuação das estruturas anatômicas juntamente com as estratégias cinemáticas na faixa de frequência de 10-15 Hz, para produzir um filtro passa-baixa que atenua as acelerações acima de 5 Hz. A análise cinemática das projeções do judô é muito pouco explorada na literatura. Alguns autores como Imamura et al. (2006) e Melo et al. (2010) realizaram a análise cinemática tridimensional de algumas variáveis, como o CG, apenas do movimento do *tori*, não incluindo análises cinemáticas angulares e lineares do movimento do *uke* durante a projeção. De acordo com a descrição de Santos (2003), na técnica *ippon-seoi-nage* o *ukemi* é realizado em um tempo médio de 0,03 s, e a mão é o segmento que toca o solo com maior velocidade (9,70 m/s), seguido do pé e do quadril. Porém, estas informações são poucas para que se possa analisar a influência da posição de queda do judoca na possível atenuação das vibrações transmitidas, e outras análises cinemáticas, que envolvam variáveis angulares do posicionamento do *uke* no momento da queda, deve ser realizada para esse fim.

A vibração pode ocasionar outros sintomas como a hiper ventilação, que é causada pelo movimento passivo da vibração através da parede abdominal. O aumento da frequência cardíaca é também observado no início da exposição à vibração, associado às respostas ao estresse (KJELLBERG, 1990; WASSERMAN, 1987). Griffin (1990) sugere que vibrações de magnitudes moderadas à altas na direção vertical, na faixa de 2 a 20 Hz, produzem uma resposta cardiovascular similar àquela que ocorre durante a realização de atividades físicas moderadas. Porém, quando essas vibrações produzem um nível muito alto de estresse ao organismo, mesmo que a frequência cardíaca sofra pequenas alterações, os resultados à exposição pode potencialmente ter grandes impactos na saúde, na segurança e na performance dos sujeitos.

Apesar de neste estudo terem sido investigados sintomas e regiões corporais atingidas bem definidos, Kjellberg (1990) explica que as vibrações de corpo inteiro, que geralmente ocorrem na faixa de 0,5 a 80 Hz, não têm um órgão alvo. Estas vibrações aplicadas ao corpo inteiro têm sido associadas a uma variedade de problemas de saúde, a

maioria delas relatadas pelos judocas investigados, como dor nas costas, distúrbios musculoesqueléticos, problemas gastrointestinais, dor abdominal, distúrbios visuais, desequilíbrio, dor de cabeça e sonolência. Apesar de não constar neste estudo, os problemas relacionados às vibrações localizadas também são geralmente relatados pelos judocas, como distúrbios circulatórios, fraturas e danos articulares e musculares.

Apesar dos resultados encontrados neste estudo, pode-se afirmar que futuras pesquisas são necessárias para determinar se as vibrações são realmente as causas primárias das distúrbios relatadas pelos judocas, visto a pluralidade de fatores que podem influenciar no potencial de lesão causado pela exposição dos judocas às vibrações, bem como a complexidade da transmissibilidade dessas vibrações para o resto do corpo. Infelizmente, existem poucas informações sobre a probabilidade destas distúrbios ocorrerem como consequência de exposições às vibrações transitórias de curta duração, visto que a maioria das pesquisas ou analisam os efeitos de impactos repentinos (como testes automotivos), ou analisam a exposição à vibração por várias horas durante vários anos (estudos epidemiológicos).

Enquanto o espectro de Fourier pode ser utilizado para mostrar a separação das componentes de frequência constituintes de uma vibração observada, não existe ainda um método satisfatório para examinar os impactos das vibrações considerando a totalidade das interações entre os diferentes componentes (MIZRAHI; VERBITSKY; ISAKOV, 2000). Portanto, enquanto se pode associar uma frequência particular com os sintomas particulares de cada região/órgão corporal, ou uma diminuição na performance em uma tarefa particular, a verdadeira relação entre as frequências das vibrações geradas por impactos repentinos no corpo humano e os danos causados não é claramente definida. Não são conhecidos os mecanismos que causam estes problemas, mas é necessário o desenvolvimento de trabalhos que identifiquem as diferentes frequências de vibração que estão relacionadas às enfermidades relatadas nos estudos (KITAZAKI et al. 1998; MANSFIELD, GRIFFIN, 2000).

Enquanto não se tem respostas satisfatórias e estudos mais aprofundados suficientes para que se possam formular critérios de exposição às vibrações transitórias no organismo, causadas por impactos desportivos, Mansfield e Griffin (2000) reafirmam que a redução dos efeitos deletérios ocasionados pela vibração do corpo humano podem ser obtidas pela redução da magnitude do movimento que ocasiona a vibração. No judô, a redução das magnitudes do movimento de projeção em si não pode ser reduzida, mas a execução correta da técnica de

projeção e de amortecimento de queda, o correto posicionamento corporal durante a queda, e a utilização de tatames adequados podem reduzir as magnitudes dos impactos e das vibrações geradas no organismo dos judocas, amenizando os efeitos nocivos causados no organismo.

## 6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os principais achados deste estudo, considerando seu caráter exploratório, foram:

- a) a maioria das magnitudes dos impactos foram maiores no eixo  $y$ , no punho, e para o judoca da categoria meio médio;
- b) os tempos de duração dos impactos foram maiores no quadril para todos os judocas investigados;
- c) os valores de magnitude e tempo de representam risco de lesão severa ou moderada para todos os judocas investigados;
- d) as frequências de vibração no punho foram maiores para o atleta meio médio no eixo  $x$ ;
- e) as frequência de vibração no quadril foram maiores para o atleta meio leve no eixo  $x$  e  $y$ ;
- f) as frequências de vibração no tornozelo foram maiores para o atleta meio leve no eixo  $z$ ;
- g) as frequências de vibração foram menores no quadril e maiores no tornozelo;
- h) a faixa de frequência onde a energia vibratória ficou mais concentrada no punho foi entre 17,57 e 31,25 Hz; no quadril entre 1,95 a 9,76 Hz e no tornozelo entre 25,39 e 50,78 Hz;
- i) a energia do sinal no punho e no tornozelo obteve grande concentração também em faixas superiores a 50 Hz;

Os principais achados deste estudo, considerando seu caráter descritivo, foram:

- a) todos os judocas participantes deste estudo sentem sintomas de dor e desconforto durante a realização dos amortecimentos de queda, principalmente na mão, no ombro, no quadril, no joelho no peito e nas costas, que são os locais atingidos diretamente durante a queda;
- b) os sintomas mais intensos foram sonolência, dor nas costas, dormência local, visão turva e tontura, sendo que todos os sintomas relatados estão relacionados à exposição do corpo às vibrações e às frequências de ressonância de cada região do organismo trazida na literatura.



Portanto, considerando os resultados encontrados, e entendendo as limitações encontradas no estudo, tanto na pesquisa laboratorial quanto de campo, pode-se afirmar que as magnitudes e os tempos dos impactos no punho e no tornozelo durante a queda do judô estão em níveis causadores de lesões de acordo com o critério de Macaulay (1987). No quadril, apesar dos valores de impacto encontrados não representarem risco de lesões de acordo com o critério utilizado, as vibrações nesta região estão na faixa de ressonância da maioria dos órgãos internos contidos na região pélvica, o que aumenta muito o risco de danos neste local, dependendo do tipo de tatame utilizado e do tempo exposição dos judocas às vibrações transitórias, ou seja, da intensidade de treinos, do número e da qualidade técnica das quedas realizadas. As características das vibrações no punho e no tornozelo dos judocas também se encontram em níveis preocupantes, visto que atingem níveis de ressonância dos membros inferiores e superiores citadas na literatura, além de muito provavelmente serem transmitidas para outras regiões como a cabeça, a coluna vertebral e o abdômen, causando danos também nestas regiões, principalmente ao longo dos anos de prática.

Considerando o caráter exploratório desta investigação, os resultados encontrados permitem que sejam formuladas hipóteses para serem testadas em futuras pesquisas, sendo elas: H1) os impactos gerados no organismo dos judocas durante os amortecimentos de queda causam lesões agudas.

H2) as vibrações geradas no organismo dos judocas durante a queda causam sintomas momentâneos e lesões crônico degenerativas em judocas que realizam treinos frequentes com grande exigência de amortecimento de quedas.

H3) os judocas mais pesados têm menos chance de sofrerem danos e sintomas relacionados à exposição às vibrações transitórias.

H4) no momento e logo após o impacto com o tatame, o judoca realiza um aumento na ativação da musculatura a fim de atenuar a propagação das ondas vibratórias no corpo.

H5) a realização do *zantin* diminui as magnitudes dos impactos no corpo dos judocas durante os amortecimentos de quedas e aumenta a frequência das vibrações no eixo *z* dos *uke* de categorias mais leves.

H6) a posição que o judoca atinge o tatame influencia nas magnitudes e frequências das vibrações transmitidas.

## REFERÊNCIAS

- ADAMS, J. C. **Manual de Ortopedia**. 11. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1994. 484 p.
- AMADIO, A. C., et al. Introdução à Biomecânica para Análise do Movimento Humano: Descrição e Aplicação dos Métodos de Medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 3, n. 2, p. 41-54,1999.
- ANFLOR, C. T. M. **Estudo da transmissibilidade da vibração no corpo humano na direção vertical e desenvolvimento de um modelo biomecânico de quatro graus de liberdade**. 2003. 105 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2003.
- ARPIN, L. **Livro de Judô: de pé**. Traduzido por Micheline Christophe. Rio de Janeiro: Record, 1970. 174 p.
- AYALON, J. et al. Dynamic bone loading exercises for postmenopausal women: effect on the density of the distal radius. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 68, p. 280–283, 1987.
- BACK, N. **Metodologia de projetos de produtos industriais**. Rio de Janeiro: Guanabara, 1983. 389 p.
- BALIUS, X. **Cinemática y Dinámica de las cinco técnicas más frecuentes Taekwondo**. Comité Olímpico Espanol, Madrid, v.13, 1993.
- BARSOTTINI, D.; GUIMARÃES, A. E.; MORAIS, P. R. Relação entre técnicas e lesões em praticantes de judô. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 12, n. 1, p. 56-60, 2006.
- BERASATEGUI, M. B. R. **Modelización y simulación del comportamiento de um sistema mecánico com suspensión aplicado a los asientos de los tractores agrícolas**. 2000. 264. Tese (Doutorado em Agronomia)- Universidad Politécnica de Madrid, Madri, 2000.
- BERTOLO, L. A. Biomecânica - aplicações da mecânica clássica no corpo humano: Forças, Equilíbrio e Leis de Newton. In: \_\_\_\_\_. **Biofísica para fisioterapia**. Catanduvas, 70 p. Apostila. Disponível em: [http://bertolo.pro.br/Biofísica/apostila\\_2.htm](http://bertolo.pro.br/Biofísica/apostila_2.htm). Acesso em 12 outubro 2008.
- BOILEAU, P. É.; RAKHEJA, S.; WU, X. A body mass dependent mechanical impedance model for applications in vibration seat testing. **Journal of Sound and Vibration**, v. 253, n. 1, p. 243-264, 2002.

BOVENZI, M.; BETTA, A. Low-back disorders in agricultural tractor drivers exposed to whole-body vibration and postural stress. **Applied Ergonomics**, v. 25, p. 231-240, 1994.

BOVENZI, M.; ZADINI, A. Occupational musculoskeletal disorders in the neck and upper limbs of forestry workers exposed to hand-arm vibration. **Ergonomics**, v. 34, n. 5, p. 547-562, 1991.

BOVENZI, M.; ZADINI, A. Self-reported low back symptoms in urban bus drivers exposed to whole-body vibration **Spine**, v. 17, n. 9, p.1048-1058, 1992.

BOYER, K. A.; NIGG, B. M. Soft tissue vibrations within one soft tissue compartment. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p.645-65, 2006.

BOYER, K.A.; NIGG, B.M. muscle activity in the leg is tuned in response to impact force characteristics. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 1583-1588, 2004.

BREITENBACH, J.; WEBER, D. M. On acoustically determining ore types and particle size in tumbling ball mills. In: AFRICON CONFERENCE IN AFRICA, 5, 1999, Cape Town. **Anais...** Cape Town, África do Sul, v.1, 1999.

BRITISH STANDARDS INSTITUTION. **Guide to the evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock**. BS 6841, London, 1987.

BRUEL & KJAER. **Human Vibration**. Dinamarca: Bruel & Kjaer, 1988. 32 p. (Relatório técnico).

BRUEL & KJAER. **Mechanical vibration and shock measurements**. Dinamarca: Bruel & Kjaer, 1980. 30 p. (Relatório técnico).

BUSCHINELLI, J. T. P.; MORO, G. Avaliação epidemiológica de sintomatologia gástrica e lombalgias em expostos a vibrações de baixa frequência (corpo inteiro). **Revista Brasileira de Saúde Ocupacional**, n. 51, v. 13, p. 37-39, 1985.

CAPOZZO, A. Low frequency self-generated vibration during ambulation in normal men. **Journal of Biomechanics**, v. 15, p. 599-608, 1982.

CHAFFIN, D. B.; ANDERSSON, G. B. J.; MARTIN, B. J. **Occupational biomechanics**. New York: Wiley- Interscience, 1999. 374 p.

CLARK, W. S.; LANGE, K. O.; COERMANN, R. R. Deformation of the human body due to uni-directional forced sinusoidal vibration. **Human Factors**, v. 4, p. 255-274, 1962.

COBBOLD, R. C. **Transducers for biomedical measurements: Pressure transducers**. New York: Wiley-Interscience, 1974. 486 p.

COERMANN, R. R.; MAGID, E. B.; LANGE, K. O. Human performance under vibration stress. **Human Factors**, v. 4, p. 315-324, 1962.

COERMANN, R. The mechanical impedance of the human body in sitting and standing position at low frequencies. **Human Factors**, v. 4,

CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE JUDÔ. **Normas gerais para eventos nacionais**: 2009. Disponível em: <http://www.cbj.com.br/novo/institucional.asp>. Acesso em: 15 mai. 2009.

DENISOV, Z. I.; SERGEEV, E. I. On the propagation of vibration to human body. **Gigiena truda i professionalnye zabolevaniia**, v. 12, p. 3-8, 1968.

DICKINSON, J. A.; COOKS S. D.; LEINHARDT. T. M. The measurement of shock waves following heel strike while running. **Journal of Biomechanics**, 1985, v. 18, 415-422

DIECKMANN, D. A study of the influence of vibration on man. **Ergonomics**, v. 1, p. 347- 355, 1957.

DIGBY, W. P.; SANKEY, H. R. Some preliminary notes on a study as to human susceptibility to vibration, **Electrician**, v. 67, n. 33, p. 888, 1911.

DUPUIS, H. Medical and occupational preconditions for vibration-induced spinal disorders: occupational disease no. 2110 in Germany. **International Archives of Occupational Environmental Health**, v. 66, p. 303-308, 1994.

DUPUIS, H.; ZERLETT, G. **The Effects of Whole-Body Vibration**. Berlin: Springer- Verlag. 1986.

EISMAN, J. A, KELLY, P. J, MORRISON, N. A, et al. Peak bone mass and osteoporosis prevention. **Osteoporos International**, v. 3, S1, p. 56-60, 1993.

EISMAN, J. A. Good, good, good... good vibrations: the best option for better bones? **Lancet**, v. 358, p. 1924-1925, 2001.

ENGSTROM, K.; DANDANELL, R. Exposure conditions and Raynaud's phenomenon among riveters in the aircraft industry. **Scandinavian Journal of Work, Environment & Health**, v. 12, p. 293-295, 1986.

ESTEVEES, A. C., et al. Impacto no eixo ântero-posterior no chute *Bandal Tchagui* do Taekwondo. **FIEP Bulletin**, v. 76, p. 448-450, 2006.

FALCO, C. et al. Influence of the distance in a roundhouse kick's execution time and impact force in Taekwondo. **Journal of Biomechanics**, v. 42, p. 242-248, 2009.

FANTINI, C.; MENZEL, H. J. Análise de impactos em aterrissagens após saltos máximos em diferentes grupos de atletas e não-atletas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9., 2001, Gramado. **Anais...** Gramado: UFRGS, 2001, v. 2, p. 89-93.

FERNANDES, H. C., et al. Vibração em tratores agrícolas: caracterização das faixas de frequência no assento do operador. **Engenharia na Agricultura**, v.11, n.1-4, p. 23-31, 2003.

FERNANDES, J. C. **Segurança nas vibrações sobre o corpo humano**. 2000. Apostila, 11 p.

FILHO, B. J. R. **Biomecânica global**. FísioWeb. Disponível em: <http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaudefisioterapia/biomecanica.htm>. Acesso em: 23 jun. 2009.

FRAGA, L. A. C. **Presença de atitudes escolióticas em meninos judocas e não judocas**. 2002. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano)- Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2002.

FRANCHINI, E. **Judô Desempenho competitivo**. 1. ed. Barueri: Ed Manole Ltda, 2001. 254 p.

FRANCHINI, E., et al. Comparação do desempenho no teste de Wingate para membros superiores entre judocas das classes juvenil, júnior e sênior. **Revista da Educação Física/UEM**, v. 10, n. 1, p. 81-86, 1999.

FROST, H. M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. **Angle Orthodontist**, v. 64, n. 3, p. 175-88, 1994.

GERGES, S. N. Y. **Ruído: Fundamentos e controle**. 2. ed. Florianópolis: Nr Editora, 2000. 676 p.

- GIRVAN, D.; SERINA, E. R. Biomechanical analysis of acute lumbar intervertebral disc loading. In: WORLD CONGRESS BIOMECHANICS, 4., Calgary. **Anais.** 2002.
- GOTTSCHALL, J. S.; KRAM, R. Ground reaction forces during downhill and uphill running. **Journal of Biomechanics**, v. 38, 445–452, 2005.
- GRANDJEAN, E. **Fitting the Task to the Man: A Textbook of Occupational Ergonomics**. 4. ed. London: Taylor & Francis, 1988. 363 p.
- GRIFFIN, M. J. A comparison of standardized methods for predicting the hazards of whole-body vibration and repeated shocks. **Journal of Sound and Vibration**, v. 215, n. 4, p. 883-914, 1998.
- GRIFFIN, M. J. **Handbook of human vibration**. Academic Press, London, 1990. 988 p.
- GRIFFIN, M. J.; PARSONS, K. C.; WHITHAM, E. M. Vibration and Comfort 4. Application and Experimental Results, **Ergonomics**, v. 25, n. 8, p. 721-739, 1982.
- GUTIN, B.; KASPER, M. J. Can vigorous exercise play a role in osteoporosis prevention? A review. **Osteoporos International**, v. 2, p. 55–69, 1992.
- HAMILL, J.; DERRICK, T. R.; HOLT, K. G. Shock attenuation and stride frequency during running. **Human Movement Science**, v. 14, p. 45-60, 1995.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo: Manole, 1999. 536 p.
- HARRIS, C. M.; CREDE, C. E. (Orgs.). **Shock & Vibration Handbook**. 2. ed. New York: McGraw-Hill Book Company, 1976.
- HARRIS, C.; PIERSOL, A. **Shock and Vibration Handbook**, 5 ed. New York: McGraw-Hill, 2002. 1568 p.
- HARRISON, D. E., et al. The sacroiliac joint: a review of anatomy and biomechanics with clinical implications. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 20, n. 9, p. 607-617, 1997.
- HATZE, H. The effectiveness of grip bands in reducing racquet vibration transfer and slipping. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 24, p. 226–30, 1992.

HEMPSTOCK, T. I.; O'CONNOR, D. E. Accuracy of measuring impedance in the hand-arm system. **Scandinavian Journal of Work, Environment & Health**, v. 12, p. 355-358, 1986.

HENNIG, E. M.; ROSENBAUM, D.; MILANI, T. L. Transfer of tennis racket vibrations onto the human forearm. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 24, p. 1134-40, 1992.

HOPCROFT R.; SKINNER, M. C. **130J Human Vibration**. Austrália: Air Operations Division DSTO Defence Science and Technology Organisation, 2005. 43 p. (Relatório técnico).

HORNICK, R. J. Vibration. In: J.F. PARKER; V.R. WEST (Eds.). **Bioastronautics Data Book**. 2 ed. Washington DC: NASA, 1973. p. 297-348.

IGLESIAS, F. Analisis del esfuerzo en el voleibol. **Stadium**, v. 168, n. 28, p. 17- 23, 1994.

IIDA, E., et al. Rating scales of fundamental physical fitness for college judoists: composition and application. In.: NATIONAL JUDÔ CONFERENCE – INTERNATIONAL RESEARCH SYMPOSIUM. United States Olympic Training Center, 1998. Anais, Colorado Springs, p. 12.

IMAMURA, R. T., et al. A three-dimensional analysis of the center of mass for three different judo throwing techniques. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 5, p. 122-131, 2006.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION.  
**Mechanical Vibration and shock:** Evaluation of human exposure to whole-body vibration. Part 1: General requirements, ISO 2631-1, 1997.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION.  
**Mechanical vibration:** Guidelines for the measurement and the assessment of human exposure to hand-transmitted vibration, ISO 5349, 1986. 12 p.

ISHITAKE, T., et al. Evaluation of frequency weighting (ISO 2631-1) for acute effects of whole-body vibration on gastric motility. **Journal of Sound and Vibration**, v. 253, n. 1, p. 31-36, 2002.

ISHITAKE, T., et al. Whole-body vibration suppresses gastric motility in healthy men. **Industrial Health**, v. 36, p. 93-97, 1998.

JAMES, G.; PIETER, W. Injury rates in adult elite judoka. **Biology in Sport**, v. 20, n. 1, p. 25-32, 2003.

JARRAH, M.; QASSEM, W.; OTHMAN, M.; GDEISAT, M. Human body model response to mechanical impulse. **Medical Engineering and Physics**, v. 19, n. 4, p. 308-316, 1997.

KJELLBERG, A. Psychological aspects of occupational vibration. **Scandinavian Journal of Work and Environmental Health**, v. 16 Suppl. 1, p. 39-43, 1990.

KJELLBERG, A.; WIKSTROG, B. Acute effects of whole-body vibration: stabilography and electrogastrography. **Scandinavian Journal of Work Environment & Health**, v. 13, p. 243-246, 1987.

KUJALA, U. M., et al. Acute injuries in soccer, ice hockey, volleyball, basketball, judo, and karate: analysis of national registry data. **British Medical Journal**, v. 311, p. 1465– 1468, 1995.

LAFORTUNE, M. A.; HENNING, E.; VALIANT, G. A. Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. **Journal of Biomechanics**, v. 28, n. 8, p. 989-93, 1995.

LEVY, M.; SMITH, G. A. Effectiveness of vibration damping with bicycle suspension systems. **Sports Engineering**, v. 8, p. 99-106, 2005.

LI, Y., YAN, F., ZENG, Y., WANG, G. Biomechanical analysis on roundhouse kick in taekwondo. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS, 23., 2005, Beijing, China. **Anais...** Beijing, 2005. p. 391–394.

LIAN, O., et al. Characteristics of the leg extensors in male volleyball players with jumper's knee. **American Journal of Sports Medicine**, v. 24, n. 3, p 384, 1996.

LICHT, T. R; ZAVERI, K; PHIL, M. **Calibration and Standards, Vibration and Shock Measurements**. Denmark: Bruel & Kjaer, 1981, (Technical Review n.4).

LIGTH, L.; McLELAN, G. E.; KLENERMAN, L. Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. **Journal of Biomechanics**, v. 13, n. 6, p. 477-480, 1980.

LIMA, E. V., et al. Estudo da correlação entre a velocidade de reação motora e o lactato sanguíneo, em diferentes tempos de luta no judô, **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 10, n. 5, p.339-343, 2004.



MAGID, E. B.; COERMANN, R. R. The Reaction of the Human Body to Extreme Vibrations. **Proceedings of Institute of Environmental Sciences**, 1960. 135 p.

MAGID, E. B., et al. **Physiological and mechanical response of the human to longitudinal whole body vibration as determined by subjective response**. Air Systems Division, USAF, 1961. p. 61-402. (Relatório técnico).

MAGID, E. G.; COERMANN, R. R.; ZIEGENRUECKER, G. H. Human tolerance to whole body sinusoidal vibration: short-time, one-minute and three-minute studies. **Aerospace Medicine**, v. 31, p. 915–24, 1960.

MAHAR, A. T., et al. Impact shock and attenuation during in-line skating. **Medicine & Science in Sports & Exercises**, v. 29, p. 1069-1075, 1997.

MANSFIELD, N. J. **Human response to vibration**, CRC Press, London, 2005.

MANSFIELD, N. J. **Literature review on Low Frequency Vibration Comfort**. CIRCIS (Collaboration in Research and Development of New Curriculum in Sound and Vibration). 109 p. 2006.

MANSFIELD, N. J.; GRIFFIN, M. J. Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n 8, p 933-941, 2000.

MELO, S. I. L., et al. Eficiência mecânica do *harai goshi* em judocas com diferentes estaturas. **Motriz**, v. 16, n. 1, p.50-58, 2010.

MELO, S. I. L., et al. Estudo da distribuição dos impactos mecânicos em sessões de treinamento de judô. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v. 10, n. 1, p. 76, 2005.

MELO, S. I. L., et al. *Ukemi*: quantidade, ritmo e distribuição nas sessões de treinamento de judô. **Fitness & Performance Journal**, v. 8, n. 4, p. 291-301, 2009.

MERCER, J. A., et al. Characteristics of shock attenuation during fatigued running. **Journal of Sports Science**, v. 21, p. 911-919, 2003a.

MERCER, J. A., et al. Individual Effects of Stride Length and Frequency on Shock Attenuation during Running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 35, n. 2, p.307-313, 2003b.

MERTZ, J. H. Anthropomorphic test devices. In: NAHUM, A. M.; MELVIN, J. W. (Eds.) **Accidental Injury: Biomechanics and Prevention**. Springer: New York, 1993. p. 66–84.

MILES, J. W; THOMPSON, W. T. Statistical concepts in vibration. In: HARRIS, C. M.; CREDE, C. E. (Orgs). **Shock & Vibration Handbook**. 2 ed. New York: McGraw-Hill Book Company, 1976. cap.11. p.1-14.

MIRANDA, E. **Bases da Anatomia e Cinesiologia**. 2. ed. Rio de Janeiro: Sprint, 2000. 574 p.

MIWA, A. J. Evaluation methods for vibration effect. I. Measurements of threshold and equal sensation contours of wholebody for vertical and horizontal vibration. **Industrial health**, n. 5, p. 183-205, 1967.

MIYASHITA, K. et al. Symptoms of construction workers exposed to whole body vibration and local vibration. **International Archives of Occupational and Environmental Health**, v. 64, p. 347-351, 1992.

MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E. Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. **Clinical Biomechanics**, v.15, p.15-20, 2000.

MOHR, G. C., et al. Effects of low frequency and infrasonic noise on man. **Aerospace Medicine**, v. 36, p. 817-824, 1965.

MORRISON, J. B., et al. A biomechanical approach to evaluating the health effects of repeated mechanical shocks. **Proceedings Human Factors and Medicine Panel**, v. 20, p.1-8, 1999.

NAKAJIMA, T., et al. The relationship between body fat and basic physical fitness for female judô athletes (part 2). In.: NATIONAL JUDÔ CONFERENCE – INTERNATIONAL RESEARCH SYMPOSIUM. United States Olympic Training Center, 1998. **Anais...** Colorado Springs, p. 12.

NARIMANI, R.; MIRBAGHERI, A.; HOVIATTALAB, M. An Investigation on Human Vibration Analysis Using Image Processing Method. In: ASME 2005 INTERNATIONAL DESIGN ENGINEERING TECHNICAL CONFERENCES & COMPUTERS AND INFORMATION IN ENGINEERING CONFERENCE, September 2005, Long Beach. **Anais...** California USA, 2005.

NIEN, Y. H., CHUANG, L. R., CHUNG, P. H., The design of force and action time measuring device for martial arts. **International Sport Engineering Association**, v. 2, 139–144. 2004.

NIGG, B. M. Impact forces in running. **Current Opinion in Orthopedics**, v. 8, p. 43–47, 1997.

NIGG, B. M.; COLE, G. K.; BRUGGEMANN, G. P. Impact forces during heel–toe running. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 11, p. 407–432, 1995.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. Acceleration. In: NIGG, B. M.; HERZOG, W. (Eds). **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. New York: Wiley-Interscience, 1994. p. 237–53.

NIGG, B. M.; WAKELING, J. M. Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. **Exercise and Sport Science Reviews**, v. 29, p. 37–41, 2001.

NUSSENZVEIG, H. M. **Curso de Física Básica 1-Mecânica**. 3 ed. São Paulo: Editora Edgard Blucher LTDA, 1996.

ORENDURFF, M. **The effects of mountain bicycle fork stiffness on impact acceleration**. M. S. University of Oregon, 1997. Abstract. Disponível em: <<http://www.cev.org./biblioteca/index.html>> Acesso em: 9 jul. 2008.

ORGANIZAÇÃO INTERNACIONAL PARA PADRONIZAÇÃO. In: **WIKIPÉDIA, a enciclopédia livre**. Flórida: Wikimedia Foundation, 2009. Disponível em: <[http://pt.wikipedia.org/wiki/International\\_Organization\\_for\\_Standardization](http://pt.wikipedia.org/wiki/International_Organization_for_Standardization)>. Acesso em: 8 agosto. 2009. p. 227-253, 1962.

PANDA, M. D. J. **Estudo dinâmica dos principais padrões de passos do step training**. 2001. Dissertação (Mestrado em Ciência do Movimento Humano - Biomecânica), Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos, Universidade do Estado de Santa Catarina, Santa Catarina, 2001.

PANJABI, M. M. et al. In vivo measurement of spinal column vibrations. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, p. 695-702, 1986.

PAYNE, P. On quantizing ride comfort and allowable acceleration, AIAA 76-873. In: AMERICAN INSTITUTE OF AERONAUTICS AND ASTRONAUTS/SOCIETY OF THE NAVAL ARCHITECTS AND MARINE ENGINEERS CONFERENCE ON ADVANCED MARINE VEHICLES, 1976, Virginia, **Anais..** Virginia, 1976.

PIOVESAN, A.; TEMPORINI, E. R. Pesquisa exploratória: procedimento metodológico para o estudo de fatores humanos no campo da saúde pública. **Revista de Saúde Pública**, v. 29, n. 4, p. 318-325. 1995.

PIUCCO, T. **Análise dos impactos gerados durante a queda em três técnicas do Judô**. 2007. 80p. Monografia (Graduação em Educação Física) - Centro de Desportos, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2007.

PIUCCO, T. et al. Magnitude dos impactos durante as aterrissagens no basquete associado com lesões nos membros inferiores. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 12., 2007, Rio Claro. **Anais...** Rio Claro, 2007. p. 781-786.

PIUCCO, T.; SANTOS, S. G. **Estudos das características de impacto de membros inferiores em atletas de voleibol**. Florianópolis: UFSC, 2006. 38 p. (Relatório de Pesquisa PIBIC).

PIUCCO, T.; SANTOS, S. G. Relação entre massa corporal e desempenho no salto vertical com magnitudes de impacto nos membros inferiores em atletas de voleibol. In: CONGRESSO DE CIÊNCIAS DO DESPORTO E EDUCAÇÃO FÍSICA DOS PAÍSES DE LÍNGUA PORTUGUESA, 8., 2008, Porto Alegre, Brasil. **Anais..**, UFRGS, 2008.

POULTON, E. C. Increased vigilance with vertical vibration at 5 Hz: an alerting mechanism. **Applied Ergonomics**, v. 9, n. 2, p. 73-76, 1978.

POZZO, T., et al. Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Patients with bilateral vestibular deficits. **Experimental Brain Research**, v. 85, p. 208-217, 1991.

PRASAD, N.; TEWARI, V. K.; YADAV, R. Tractor ride vibration: a review. **Journal of Terramechanics**, p. 205-219. 1995.

PRINCE, F., et al. Gait in Elderly. **Gait and Posture**, 5, p.128-135, 1997.

RADIN, E. L.; PAUL, I. L.; ROSE, R. M. Role of mechanics factors in pathogenesis of primary osteoarthritis. **The Lancet**, v.1, p. 519 – 521, 1998.

RAO, B. K. N.; ASHLEY, C. Subjective Effects of Vibration. In: TEMPEST, W. (Eds). **Infrasound and low frequency vibration**. Academic press: Londres, 1976, cap 8, p. 187-234.

RASMUSSEN, G. **Human body vibration exposure and its measurement**. Dinamarca: Bruel & Kajer, 1982. 39 p. (Relatório técnico, n. 1).

REYNOLDS, D. D.; FALKENBERG, R. J. Three and four degrees of freedom models of the vibration response of the human hand. In: BRAMMER, A. J.;

TAYLOR, W (Eds). **Vibration Effects on the Hand and Arm in Industry**. New York: Wiley- Interscience, 1982, p. 117-132.

REYNOLDS. D. D.; SOEDEL, W. Dynamic response of the hand arm system to a sinusoidal input. **Journal of Sound and Vibration**, v. 21, p. 339-353, 1972.

ROBERT, L. **O judo**. 7. ed. Lisboa: Editorial Notícias, [198?]. 509 p.

ROUHANA, S. W. Biomechanics of abdominal trauma. In: NAHUM, A.M., MELVIN, J.W. (Eds.). **Accidental Injury: Biomechanics and Prevention**. New York: Springer, 1993. p. 391-428.

RUBIN, C., et al. Anabolism. Low mechanical signals strengthen long bones. **Nature**, v. 412, p. 603-604, 2001.

RUBIN, C., et al. Quantity and quality of trabecular bone in the femur are enhanced by a strongly anabolic, noninvasive mechanical intervention. **Journal of Bone Mineral Research**, v.17, p. 349-357, 2002.

SACCO, I. et al. Influência de implemento s para o tornozelo nas respostas biomecânicas do salto e aterrissagem no basquete. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 10. n. 6, 2004.

SAHA, S.; LAKES, R. the effect of soft tissue on wave-propagation and vibration tests for determining the in vivo properties of bone. **Journal of Biomechanics**, v. 10, n. 5, p. 393-401, 1977.

SANDERS, M. S.; McCORMICK, E. J. **Human Factors in Engineering and Design**. 7 ed. New York: McGraw-Hill, 1993.

SANDOVER, J. **Vibration, posture and low-back disorders of professional drivers**. Loughborough: University of Technology, 1981. 141 p. (Relatório de pesquisa, DHS 402).

SANTOS et al. Relação entre alterações posturais, prevalência de lesões e magnitudes de impacto nos membros inferiores em atletas de handebol. **Fitness & Performance Journal**, v. 6, n. 6, p. 388-893, 2007.

SANTOS, S. G. **Estudo das características de impacto e da percepção humana de conforto na prática de ukemis em diferentes tatames**. 2003. 176p. Tese (Doutorado em Engenharia de Produção)- Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2003.

SANTOS, S. G. **Material Didático Pedagógico de Judô**. Florianópolis, 2009. Apostila, 27 p.

SANTOS, S. G., et al. Força de reação do solo em diferentes segmentos corporais de judocas na realização de “ukemis” em diferentes tipos de tatames. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 13, n. 4, p. 15-20, 2005.

SANTOS, S. G.; DETANICO, D.; REIS, D. C. Magnitudes de impacto e cinemática dos membros inferiores no arremesso em suspensão no handebol. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 11, n. 3, p. 326-333, 2009.

SANTOS, S. G.; ESTEVES, A. C.; OLIVEIRA, V. H. F. Características de impacto de membros inferiores e lesões em atletas de voleibol. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2005, João Pessoa. **Anais...** João Pessoa: 2005.

SANTOS, S. G.; MELO, S. I. L. Biomecânica aplicada ao judô. In: **Judô: desempenho competitivo**. São Paulo: Manole, 2001. p. 97- 25.

SANTOS, S. G.; MELO, S. I. L. Os “ukemis” e o judoca: significado, importância, gosto e desconforto. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 5, n. 2, p. 33-43, 2003.

SANTOS, S. G.; PIUCCO, T. Efeitos da vibração transitória no organismo dos atletas. **Revista Digital Educación Física y Deportes**, v. 12, n. 120, p. 1-4, 2006.

SANTOS, S. G.; ROESLER, C. R. M.; MELO, S. I. L. Investigação do desconforto oferecido por diferentes tatames utilizados na prática do judô **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 9, n. 4, p. 358-365, 2007.

SANTOS, S. G.; SHIGUNOV, V. Percepção do atleta sobre as causas de suas lesões. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE EDUCAÇÃO FÍSICA, 16., 2001. Foz do Iguaçu. **Anais ...** Foz do Iguaçu: FIEP, 2001. p. 273.

SCHIEHLL, P. E., et al. Classificação dos exercícios no jump fit® a partir da força de reação vertical. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 12., Rio Claro, Brasil. **Anais...** Rio Claro, 2007. 6p.

SCHWARZE, S., et al. Dose-response relationships between whole-body vibration and lumbar disc disease - A field study on 388 drivers of different vehicles. **Journal of Sound and Vibration**, v. 215, n. 4, p. 613-628, 1997.

SEAGULL, F. J.; WICKENS, C. D. **Vibration in command and control vehicles: visual performance, manual performance, and motion sickness: A review of the literature.** Human Factors Division, Institute of Aviation, University of Illinois, 2006.

SEIDE, H. On the Relationship between Whole-body Vibration Exposure and Spinal Health Risk. **Industrial Health**, v. 43, p. 361–377, 2005.

SEIDEL, H., et al. On the health risk of the lumbar spine due to whole-body vibration - Theoretical approach, experimental data and evaluation of whole-body vibration. **Journal of Sound and Vibration**, v. 215, n. 4, p. 723-741, 1998.

SEIDEL, H.; HEIDE, R. Long-term effects of whole-body vibration: a critical survey of the literature. **International Archives of Occupational and Environmental Health**, v.1, n. 26, p. 1-26, 1986.

SERAPIONI, M. Métodos qualitativos e quantitativos na pesquisa social em saúde: algumas estratégias para a integração. **Ciências da saúde coletiva**, v. 5, n. 1, p. 187-192, 2000.

SERRA, C. **A kinetic analysis of the one-arm shoulder throw by judo players of varying skill levels.** 1993. 38p. Dissertação (Máster of Science)-Slippery Rock University, Slippery, 1993.

SHISHIDA, F. Aikido and injuries: special report. **Aiki News**, v. 80, 1989. Disponível em: [http://www.aikidojournal.com/articles/\\_article.asp?ArticleID=497](http://www.aikidojournal.com/articles/_article.asp?ArticleID=497). Acesso em: 12 mai. 2009.

SHORTEN, M. R.; WINSLOW, D. S. Spectral analysis of impact shock during running. **International Journal of Sports Biomechanics**, v. 8, p. 288-304, 1992.

SIDTHILAW, S. Kinetic and kinematic analysis of Thai boxing roundhouse kicks. **American College of Sports Medicine Conference.** 1997. Disponível em: <http://www.cev.org./biblioteca/index.html> . Acesso em: 9 jul. 2006.

SNOW, C. M., et al. Long-term exercise using weighted vests prevents hip bone loss in postmenopausal women. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Science**, v. 55, p. 489–491, 2000.

STACOFF, A. et al. Running injuries and shoe construction: some possible relationships. **International Journal Sport Biomechanics**, v. 4, p. 342-357, 1988.

STARCK, J.; PYKKO, I. On Hand-Arm Vibration. **Scandinavian Journal of Work, Environment & Health**, v. 12, 1986.

STAYNER, R. M. **Whole-body vibration and shock: A literature review** (extension of a study of overtravel of seat suspensions). United Kingdom: RMS Vibration Test Laboratory, Health and Safety Executive, 2001. (Relatório de pesquisa 333/2001, HSE Books).

STERKOWICZ, S. Body injury of youth training in Judo. **JudoInfo Research**. Disponível em: <<http://www.judoinfo.com/research4.htm>> 1999. Acesso em 06 de Setembro 2006.

TASKER, E. G. Assessment of vibration level associated with hand-held roadbreakers. **Scandinavian Journal of Work, Environment & Health**, v. 12, p. 407- 412, 1986.

TEMPLE, W, E. et al. Man's Short Time Tolerance in Sinusoidal Vibration. **Aerospace Medicine**, v. 35, p. 923-930, 1961.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K. **Métodos de Pesquisa em Atividade Física**. 3 ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.

THOMSON, W. T. **Teoria da vibração: com aplicações**. Tradução Cássio Sigaud. Rio de Janeiro: Interciência, 1978. 461 p.

VASAN, N. Effects of physical stress on the synthesis and degradation of cartilage matrix. **Connective Tissue Research**, v. 12, p. 49-58, 1983.

VENDRAME, A. C. Vibração ocupacional: estado da arte. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE SEGURANÇA, HIGIENE E SAÚDE DO TRABALHO, 7., 2007, Cidade do Porto, Portugal. **Anais...** Cidade do Porto, 2001.

VÉR, I, L.; BERANEK, L. L. **Noise and Vibration Control Engineering: Principles and Applications**. 2. ed. New York: Wiley- Interscience, 2005. 976 p.

VERBITSKY, O. Shock transmission and fatigue in human running. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 14, p. 300-311, 1998.

VOLOSHIN, A. S. **Propagação do Impacto e seus Efeitos sobre o Corpo Humano**. In:

ZATSORSKY, V. **Biomecânica no Esporte: Performance e Prevenção da Lesão**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2004.



VOLOSHIN, A., et al. Dynamic loading on the human musculoskeletal system effect of fatigue. **Clinical Biomechanics**, v. 13, p. 515-520, 1998.

VOLOSHIN, A., WOSK, J. An In Vivo Study of Low Back Pain and Shock Absorption in the Human Locomotor System. **Journal of Biomechanics**, v. 15, n. 1, p. 21-27, 1982.

WAKELING, J. M.; LIPHARDT, A. M.; NIGG, B. M. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. **Journal of Biomechanics** 36, 1761–1769. 2003.

WAKELING, J. M.; NIGG, B. M.; ROZITIS, A. I. Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. **Journal of Applied Physiology**, v. 93, p. 1093–1103, 2002.

WALKER, J. M. The sacroiliac joint: a critical review. **Physical Therapy**, v. 72, n. 12, p. 903-916, 1992.

WASSERMAN, D. E. Motion and vibration. In: G. SALVENDY (Eds.), **Handbook of Human Factors**. New York: Wiley, 1987. p. 650-669.

WHITE, G. H.; LANGE, K. O.; COERMANN, R. R. The effects of simulated buffeting on the internal pressure of man. **Human Factors**, v. 4, p. 275-290, 1962.

WOLF, R. J. **The relation of personal characteristics and whole body vibration**. 1973. 178p. Tese (Doutorado em engenharia industrial)- Texas Tech University, Texas, 1973.

WOLFF, J. **The Law Of Bone Remodeling**. Berlin: Springer; 1986.

WU, J. Z.; DONG, R. G.; WELCOME, D. E. Analysis of the point mechanical impedance of fingerpad in vibration. **Medical Engineering & Physics**, v. 28. n. 8, p. 816-826, 2006.

XIMENEZ, G. M. **Gestão ocupacional da vibração no corpo humano, aspectos técnicos e legais relacionados à saúde e segurança**. 2006. 158 p. Dissertação (Mestrado em Sistema de Gestão Pela Qualidade Total).-Pós-Graduação em Sistema de Gestão, Universidade Federal Fluminense, Centro Tecnológico, Niterói, 2006.

YOKOMORI, M.; NAKAGAWA, T.; MATSUMOTO, T. Handlebar vibration of a motorcycle during operation on different road surfaces. **Scandinavian Journal of Work, Environment & Health**, v. 12, p. 332-337, 1986.

ZERNICKE, R. F.; WHITING, W. C. Mechanisms of Musculo Skeletal Injury. In: ZATSIORKY, V. (Edt.). **Biomechanics in sport**. Malden, MA: Blackwell Science, 2000.

ZIEGENRUECKER, G. H., MAGID, E. B. Short Time Human Tolerance to Sinusoidal Vibration. **WADC technical report**, v. 59, n. 391, p.1-13, 1959.

ZONG, Z.; LAM, K. Y. Biodynamic response of shipboard sitting subject to ship shock Motion. **Journal of Biomechanics**, v. 35, p. 35–43, 2002.

## APÊNDICE A

## 1- Identificação do perfil do atleta

Idade:\_\_\_\_\_ Massa:\_\_\_\_\_ Estatura:\_\_\_\_\_

Graduação (faixa):\_\_\_\_\_ Tempo de prática:\_\_\_\_\_

Frequência semanal de treino (dias):\_\_\_\_ Duração do treino (horas):\_\_\_\_\_

2- Durante uma sequência de queda nas projeções do Judô, você sente desconforto ou dor: nunca  às vezes  sempre3- Pontue, numa escala de 0 a 5, o nível de desconforto sentido durante a queda nas seguintes regiões corporais: mão  ombro  quadril  cabeça  joelho  tornozelo pé  abdômen  costas  lombar  peito4- Atribua valores, numa escala de 0 a 5, de acordo com a intensidade dos sintomas mais sentidos durante um treino com alto número de quedas: Enjôo  Tontura  Visão turva  Dormência no local de impacto  Dor de cabeça  Dor nas costas  Desconforto intra-abdominal  Descontrole dos movimentos  Desequilíbrio  Sono  Ânsia de vomito  Fraqueza  Sensação de desconforto geral [ ].5- Qual é o tempo de duração dos sintomas sentidos após um treino com alto número de quedas? momentâneo  de 2 a 10 min  de 10 a 40 min durante todo o treino  até o dia seguinte  1 semana ou mais

## APÊNDICE B

## TERMO DE CONSENTIMENTO (Pesquisa Laboratorial)

Eu, \_\_\_\_\_ estou ciente dos objetivos e procedimentos da pesquisa: **Análise das vibrações mecânicas no corpo dos judocas durante os amortecimentos de quedas**, desenvolvida por Tatiane Piucco. Essa pesquisa tem como objetivo analisar os impactos (no domínio do tempo e da frequência) gerados em diferentes regiões do corpo do judoca (punho, quadril e tornozelo) durante a queda de judocas de três diferentes categorias de peso (meio leve, meio médio e meio pesado).

Os procedimentos metodológicos a serem utilizados não ocasionarão qualquer tipo de desconforto em termos de saúde e nem risco algum aos participantes da pesquisa. Mais informações pelo telefone (48)3721-8530. As informações fornecidas e os dados coletados serão confidenciais e só serão utilizados neste trabalho. Assim, abaixo assino o consentimento de participação na mesma.

Assinatura \_\_\_\_\_

Florianópolis, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

## TERMO DE CONSENTIMENTO (Pesquisa de Campo)

Eu, \_\_\_\_\_ estou ciente dos objetivos e procedimentos da pesquisa: **Análise das vibrações mecânicas no corpo dos judocas durante os amortecimentos de quedas**, desenvolvida por Tatiane Piucco. Essa pesquisa tem como objetivo identificar os sintomas de dor e desconforto causado no organismo de judocas durante as quedas, devido aos impactos causados pelo choque do atleta com o tatame.

As informações fornecidas e os dados coletados serão confidenciais e só serão utilizados neste trabalho. Mais informações pelo telefone (48)3721-8530. Assim, abaixo assino o consentimento de participação na mesma.

Assinatura \_\_\_\_\_

Florianópolis, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

## APENDICE C

**Tabela 6-** Magnitudes dos impactos (g) para as diferentes articulações, eixos e categorias.

		Meio leve			Meio médio			Meio pesado		
		x	y	z	x	y	z	x	y	z
Punho	$\bar{x}$	106,96	263,11	59,02	140,21	351,95	75,99	36,36	171,84	42,70
	DP	18,10	29,57	14,22	40,24	96,59	43,36	12,01	49,05	15,35
	Máx	145,64	312,97	83,96	218,55	447,81	128,24	66,07	243,19	61,50
	Mín	91,44	230,00	43,12	73,39	140,57	17,64	26,64	105,79	15,82
Quadril	$\bar{x}$	7,86	12,73	9,37	9,33	13,51	5,18	5,08	9,63	4,18
	DP	1,26	1,24	2,02	4,15	5,44	1,54	1,74	1,22	0,99
	Máx	9,72	14,61	11,84	17,45	24,60	7,84	9,62	11,86	5,81
	Mín	5,06	10,34	6,00	4,58	5,50	3,48	2,92	7,78	2,53
Tornozelo	$\bar{x}$	204,89	214,48	123,58	76,09	242,89	101,97	69,82	232,74	86,64
	DP	93,89	38,48	33,38	55,06	142,01	53,52	31,47	17,38	16,00
	Máx	334,03	274,30	176,58	183,51	539,67	169,52	114,73	267,37	101,93
	Mín	69,32	162,90	60,74	27,28	117,92	29,58	20,05	213,26	50,31

**Tabela 7-** Principal componente de frequência dos sinais gerados nas diferentes articulações, eixos e categorias.

		Meio leve			Meio médio			Meio pesado		
		x	y	z	x	y	z	x	y	z
Punho	$\bar{x}$ (Hz)	24,02	3,90	8,59	32,64	12,11	18,75	11,13	16,01	26,36
	DP	6,90	0,00	6,12	18,93	6,63	12,70	6,58	9,38	10,47
	Máx	33,20	3,90	19,53	82,30	25,39	35,15	23,43	31,25	35,15
	Mín	15,62	3,90	3,90	13,67	5,85	5,85	3,90	5,85	11,71
Quadril	$\bar{x}$ (Hz)	8,79	7,03	8,00	5,07	4,49	7,02	6,24	5,07	8,59
	DP	1,03	3,70	2,34	2,10	2,44	3,47	3,03	1,89	1,01
	Máx	9,76	11,71	9,76	9,76	9,76	15,62	13,67	9,76	9,76
	Mín	7,81	1,95	1,95	1,95	1,95	3,90	1,95	3,90	7,81
Tornozelo	$\bar{x}$ (Hz)	29,88	7,61	70,51	50,00	17,38	53,12	39,06	20,31	30,27
	DP	8,49	5,64	13,52	30,20	10,19	15,94	8,03	8,89	13,29
	Máx	48,82	21,48	82,03	113,28	29,29	74,21	48,82	37,10	52,73
	Mín	19,53	3,90	35,15	19,53	3,90	25,39	25,39	11,71	17,57