



Universidade Federal de Santa Catarina
Programa de Pós-Graduação em Educação Física

Guilherme Felício Mülbersted Coelho

**CARACTERIZAÇÃO DAS FORÇAS DE IMPACTO MECÂNICO NO *JUMP KICK*
DOS PROFESSORES DE *BODY COMBAT***

Dissertação de Mestrado

Florianópolis - SC
2008

Guilherme Felício Mülbersted Coelho

**CARACTERIZAÇÃO DAS FORÇAS DE IMPACTO MECÂNICO NO *JUMP KICK*
DOS PROFESSORES DE *BODY COMBAT***

Dissertação de mestrado apresentada ao programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina, como exigência parcial para obtenção do título de Mestre em Educação Física. Área de concentração em Cineantropometria e Desempenho Humano

Orientadora: Prof. Dra. Saray Giovana dos Santos

Florianópolis

2008

**CARACTERIZAÇÃO DAS FORÇAS DE IMPACTO MECÂNICO NO *JUMP KICK*
DOS PROFESSORES DE *BODY COMBAT***

GUILHERME FELÍCIO MÜLBERSTED COELHO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção do Título de Mestre em Educação Física. Área de concentração em Cineantropometria e Desempenho Humano.

Aprovada em 13 de março de 2008

Prof. Dr. Luiz Guilherme Antonacci Guglielmo

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Educação Física

Banca Examinadora:

Prof(a) Dra. Saray Giovana dos Santos – Orientadora

Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes de Melo – Examinador Externo

Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

Prof. Dr. John Peter Nasser - Membro

Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro – Membro

Universidade Federal de Santa Catarina

Dedico este trabalho a minha família, em especial meus pais, **Reni José Coelho e Maria de Fátima Mülbersted Coelho**, dos quais tenho grande orgulho e que muito me ajudaram a chegar onde estou hoje, devo muito a todos vocês, principalmente a meus pais, os quais são para mim o maior exemplo de vida virtuosa, correta e justa tão rara no mundo atual. E às minhas irmãs, **Carla Coelho e Flávia Coelho** com as quais pude vivenciar anos de aprendizado em convivência e tantas outras coisas. A vocês meu mais sincero obrigado, é uma honra ser seu filho e irmão.

AGRADECIMENTO

Minha gratidão não poderia ser dita em algumas palavras ou quantas páginas eu pudesse escrever, portanto resumirei esses dois anos de trabalho aos fatos mais importantes.

À minha mãe Maria de Fátima Mülbersted Coelho, meu pai Reni José Coelho, minhas irmãs Carla e Flávia, agradeço pela convivência ímpar proporcionada por vocês, por todo aprendizado e por tudo o que fizeram por mim até o dia de hoje, obrigado, tenho muito orgulho em ser seu filho e irmão.

À meus Professores e Mestres Ataníbio Boell Júnior e Lídia Maria Spadotto, por me guiarem por um caminho virtuoso, uma trilha íngreme, mas cheia de bons frutos, obrigado pelos sábios conselhos.

Aos amigos da Associação Cultural Nova Acrópole que me emprestaram os ouvidos quando eu já não tinha mais o que reclamar e não dava conta de fazer nada, jamais esquecerei vossos conselhos “cala a boca e vai trabalhar”, como sempre, muito práticos, sucintos, diretos e delicados como um rinoceronte em uma loja de cristais, um forte abraço.

Aos instrutores e jovens componentes do Programa Janos de filosofia para jovens, pelo aprendizado mútuo que é trabalhar com vocês, obrigado.

Aos integrantes do laboratório de biomecânica da UFSC, Mateus, Luciano, Tonho, Juliano, Renato, Susi, Tatiane, Daniele, Adriana, Rose, Diogo, muito obrigado a todos pelos ensinamentos, entrei sem saber o que era um acelerômetro, hoje já sei o que ele não é.

Em especial à minha orientadora, Professora Doutora Saray Giovana dos Santos, por ter me aturado nesses dois anos por todas as broncas que viraram aprendizado, pelas festas na tua casa (mesmo que eu tenha ido em poucas, já que eu trabalhava de noite) e pelo norte que fostes neste trabalho. Muitíssimo obrigado.

Ao pessoal da C-Pack, Juliana, Janice, Cristiane, Felipe, Renato, obrigado por tudo.

Aos professores de Body Combat que voluntariamente participaram desta pesquisa e que possibilitaram a realização deste trabalho. Muito obrigado.

Agradeço a todos os que não foram aqui nomeados, aos que chegaram e partiram de minha vida, saudades, aos que ajudaram de alguma maneira a tornar esse sonho possível, todos os conselhos, dicas e auxílios prestados para que este trabalho pudesse ser concluído. Muito obrigado.

RESUMO

COELHO, Guilherme Felício Mülbersted. **Caracterização das Forças de Impacto Mecânico no *Jump Kick* dos Professores de *Body Combat***. 2008. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós Graduação em Educação Física, UFSC, Florianópolis.

Este estudo de cunho exploratório teve como objetivo analisar as características dos impactos advindos da aterrissagem da técnica do *Jump Kick* em professores de *Body Combat* considerando as características da prática. Os dados foram coletados nos locais de prática e no laboratório de biomecânica da UFSC, para as quais utilizou-se uma entrevista semi-estruturada, com índices de clareza 100%, validade 95% e fidedignidade 100% e um acelerômetro triaxial da Brüel & Kjaer tipo 4321, respectivamente. Fizeram parte do estudo oito professores de *Body Combat* da grande Florianópolis. Para a análise dos dados utilizou-se a estatística descritiva bem como a ANOVA *two way*, com *post-hoc de Tukey*, com significância de 0,05. Os participantes apresentaram média de idade de $27,3 \pm 6,5$ anos, a altura média de $171 \pm 6,12$ cm; média de peso de $68,38 \pm 9,04$ Kg e tempo de prática no método do *Body Combat*, de $45 \pm 30,33$ meses. $5/8$ ministram suas aulas sobre pisos de madeira e $3/8$ sobre pisos mais rígidos como cimento ou cerâmica; $7/8$ dos professores preferem utilizar tênis com solado que garanta o amortecimento dos impactos e um prefere utilizar calçado de futebol de salão; a média de aulas ministradas foi de 4,5 aulas por dia, havendo uma variação entre três e nove aulas; há uma variação de 50 a 60 minutos no tempo médio de ministração das aulas; os métodos mais ministrados pelos professores são o *Body Pump* e o RPM e o menos ministrado o *Body Balance*. Os maiores valores de magnitudes de impactos foram na articulação do tornozelo nos três eixos (x $18,97 \pm 9,08g$; y $11,18 \pm 2,77g$ e z $9,71 \pm 5,61g$). Os maiores valores de tempo de impactos foram na articulação do joelho nos eixos x ($0,0405 \pm 0,007s$) e z ($0,0332 \pm 0,006s$). Os resultados para as *post hoc* tanto dos tempos quanto das magnitudes dos impactos, nos sujeitos, eixos e segmentos apontam para poucas diferenças significativas. Já as correlações entre tempo e impacto não apresentaram relevância estatística, assim como a relação entre impacto e massa corporal e impacto e estatura tanto para o segmento do joelho quanto do tornozelo. Conclui-se que: a) os professores em termos de estatura e massa corporal são homogêneas; b) a maioria dos professores ministra suas aulas em tabladados de madeira e utiliza calçados que são os recomendados para a atividade; c) ministram um número médio de 4,5 aulas por dia com duração média de 50 minutos e ainda ministram outros métodos ginásticos; d) não encontrou-se correlação entre tempo e impacto; e) a massa corporal e a experiência interferiram nas magnitudes e tempo de impacto f) as magnitudes dos impactos foram baixas e heterogêneas; g) o tempo dos impactos também foram heterogêneos; h) os valores obtidos tanto do impacto quanto do tempo não estão em níveis causadores de lesões; i) mesmo que as magnitudes e os tempos dos impactos não estejam em níveis causadores de lesões o número de impactos aos quais são submetidos os professores ao dia, ao mês e ao ano são certamente suficientes para causarem lesões, principalmente a longo prazo.

Palavras-chave: Magnitude de impacto, Ginástica, *Body Systems*.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA
Dissertação de Mestrado na área de Cineantropometria e Desempenho Humano
Florianópolis, 27 de março de 2008

ABSTRACT

COELHO, Guilherme Felício Mülbersted. **Characterization of Mechanical Impact Forces of the Jump Kick on Body Combat Teachers**. 2008. Mastered dissertation. Post-Graduate Program on Physical Education, UFSC, Florianopolis.

This exploratory study aimed to analyze the characteristics of impacts from Jump Kick technique landing of the Body Combat teachers considering the characteristics of practice. Data were collected at sites of practice and UFSC biomechanics laboratory, which used a semi-structured interview, with rates of 100% clarity, validity 95% and reliability of 100% a triaxial accelerometer of Brüel & Kjaer type 4321, respectively. Made part of the study eight Body Combat teachers of Florianopolis. For the analysis of the data was used the descriptive statistics and the two way ANOVA, with Tukey post-hoc and significance of 0.05. The participants showed average age of 27.3 ± 6.5 years, the average height of $171 \text{ cm} \pm 6.12$; average weight of 68.38 ± 9.04 kg and practice of the Body Combat method 45 ± 30.33 months. 5 / 8 minister their lessons on wood floors and 3 / 8 on more rigid as cement floors or ceramic; 7 / 8 of teachers prefer to use tennis to ensure the sole damping impacts and one prefers to use a football shoes, the average of classes taught was 4.5 classes per day, with a variation between three nine classes. There are a range of 50 to 60 minutes in average of classes duration, and the methods most taught by teachers are the Body Pump and RPM and less taught, the Body Balance. The highest magnitude of impacts were in the ankle joint in the three axis (x 18.97 ± 9.08 g, and 11.18 ± 2.77 g $9.71 \pm$ and z 5.61 g). The highest time of impact were in the knee joint and the axis x (0.0405 ± 0007 s) and z (0.0332 ± 0006 s). The results for the post hoc both of the times as the impact magnitude in the subjects, axis and segments had few significant differences. Although the correlations between time showed no statistically relevant results, as the relation between body mass and impact, impact and stature both for the segment of the knee and ankle. It was concluded that: a) the teachers in terms of height and body mass are homogeneous b) the majority of teachers in uses in their classes wooden floor and shoes that are recommended for the activity; c) Minister an average of 4.5 classes per day with average duration of 50 minutes and still other methods gymnastic methods d) it wasn't found correlation between time and impact, e) the body mass and experience interfered in magnitude and time of impact f) the impact magnitude were low and heterogeneous g) the impact time were also heterogeneous h) the values obtained on both impact time and magnitude are not at levels of causing injury; i) even though the magnitude and the time of impacts are not in levels of injuries it believes that the number of impacts suffered by the teachers in a day, month and the year are certainly sufficient to cause injury, especially in the long term.

Keywords: Impact magnitude, Gymnastics, Body Systems.

Federal University of Santa Catarina
Post Graduate Program in Physical Education
Mastered Dissertation in Kineanthropometry and Human Performance
Florianopolis (SC) – March 27th 2008

SUMÁRIO

LISTA DE APÊNDICES _____	ix
LISTA DE ANEXOS _____	x
LISTA DE FIGURAS _____	xi
LISTA DE QUADROS _____	xii
LISTA DE TABELAS _____	xiii
1 INTRODUÇÃO _____	01
1.1 Contextualizando o Problema _____	01
1.2 Objetivos _____	04
1.2.1 Objetivo Geral _____	04
1.3 Objetivos Específicos _____	04
1.3.1 Pesquisa de Campo _____	04
1.3.2 Pesquisa de Laboratório _____	05
1.4 Justificativa _____	05
1.5 Definição conceitual e operacional das variáveis _____	06
1.6 Limitação do estudo _____	07
2 REVISÃO DE LITERATURA _____	08
2.1 O <i>Body Systems</i> _____	08
2.2 Biomecânica das ações das forças sobre os biomateriais _____	11
2.2.1 Carga dinâmica sobre o sistema musculoesquelético humano _____	11
2.2.2 Ações das forças sobre os tendões _____	13
2.2.3 Ações das forças sobre os ossos _____	14
2.2.4 Ações das forças sobre os músculos _____	16
2.2.5 Ações das forças sobre as articulações _____	18
2.3 Biomecânica preventiva _____	19
2.3.1 A fase de aterrissagem como atenuação do choque _____	20
2.3.2 Reações do corpo humano frente a diversas frequências _____	29
2.4 Lesões <i>versus</i> Impactos: estudos realizados _____	33
2.5 Recuperação fisiológica _____	40
3 MATERIAIS E MÉTODOS _____	45
3.1 Características da pesquisa _____	45
3.2 Sujeitos da pesquisa _____	46
3.3 Instrumentos de medida _____	46
3.4 Coleta de dados _____	48
3.5 Procedimentos para a coleta de dados _____	48
3.6 Tratamento dos dados _____	51
3.7 Tratamento estatístico _____	52
4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS DADOS _____	53
4.1 Características dos profissionais _____	51
4.2 Magnitudes de impacto _____	59
4.3 Tempos de impacto _____	62
4.4 Relação entre magnitudes e tempos de impacto _____	65
4.5 Relação das magnitudes de impacto e tempo de experiência _____	67
4.6 Incidência e intervalo de impactos _____	69
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS _____	71

6 REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA	73
APÊNDICES	82
ANEXOS	88

LISTA DE APÊNDICES

APÊNDICE A – entrevista semi-estruturada_____	83
APÊNDICE B – Ficha de escalte para filmagem_____	86
APÊNDICE C - Termo de consentimento livre e esclarecido_____	87

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A – Declaração de publicação do trabalho _____ 89

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Relação carga/deformação óssea e probabilidade de fratura	14
FIGURA 2 - Atuação das freqüências em determinadas partes do corpo humano	31
FIGURA 3 – Tolerância do corpo inteiro à vibração	32
FIGURA 4 - Acelerômetro Triaxial do tipo 4321, da Brüel & Kjaer	47
FIGURA 5 – Pré-Amplificador	48
FIGURA 6 - Módulo Condicionador de Sinais, conversor AD e computador	48
FIGURA 7 - Seqüência dos movimentos do <i>Jump Kick</i> , a partir da fase de preparação do chute até a fase de retorno	50
FIGURA 8 - Exemplo do critério adotado para obter o valor do pico máximo em cada eixo a partir do programa AqDados 7.02	51

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 – Estruturação das aulas de <i>Body Combat</i> segundo a fase da aula, percentual da frequência cardíaca máxima, tempo da música, número da música e tipo de exercício.	11
QUADRO 2 – Lesões do sistema Esquelético	16
QUADRO 3 - Carga dinâmica sobre o sistema musculoesquelético humano, durante corrida em várias superfícies	24
QUADRO 4 - Exemplos de magnitudes de impacto em diferentes ambientes e condições de caminhada	27
QUADRO 5 - Aceleração registrada em vários pontos do sistema musculoesquelético humano durante a deambulação	28
QUADRO 6 - Distribuição do número de aulas semanais ministradas e métodos ginásticos ministrados pelos professores de <i>Body Combat</i> entrevistados	56

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Características dos professores de <i>Body Combat</i> quanto à idade, estatura, massa corporal e tempo de prática_____	46
TABELA 2 - Magnitudes de impactos da técnica do <i>Jump Kick</i> para as articulações do joelho e tornozelo_____	59
TABELA 3 - Comparação das magnitudes de impacto entre os sujeitos, os eixos e segmentos corporais dos joelhos e tornozelos para os professores de <i>Body Combat</i> na execução da técnica do <i>Jump Kick</i> _____	61
TABELA 4 - Tempos de impactos da técnica do <i>Jump Kick</i> para as articulações do joelho e tornozelo_____	62
TABELA 5 - Comparação dos tempos de impacto entre os sujeitos, os eixos e segmentos corporais dos joelhos e tornozelos para os professores de <i>Body Combat</i> na execução da técnica do <i>Jump Kick</i> ._____	64
TABELA 6 - Correlação entre as magnitudes de impacto por eixos (x, y e z) com o tempo de impacto da técnica do <i>Jump Kick</i> , do método do <i>Body Combat</i> , para a articulação do tornozelo_____	66
TABELA 7 - Relação entre a massa corporal, e a estatura com as magnitudes de impacto advindas dos professores de <i>Body Combat</i> realizando a técnica do <i>Jump Kick</i> , analisadas no segmento corporal do joelho_____	67
TABELA 8 - Relação entre a massa corporal e a estatura com as magnitudes de impacto advindas dos professores de <i>Body Combat</i> realizando a técnica do <i>Jump Kick</i> , analisadas no segmento corporal do tornozelo_____	68
TABELA 9 - Apresentação dos dados referentes do número de saltos realizados no <i>Mix 30</i> , na semana, no mês, no ano e no montante total da experiência no método do <i>Body Combat</i> _____	69

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualizando o Problema

Tendo em vista as respostas do corpo humano frente a diferentes tipos de impactos e vibrações, principalmente os que são advindos das aterrissagens em diferentes tipos de saltos, estas respostas ou pelo menos a busca pelas mesmas, tem sido tema de pesquisa em diferentes áreas de estudo. Em termos ergonômicos, pode-se citar Wos et al. (1992) que criaram um suporte com apoio no quadril para utilização de uma furadeira hidráulica automática para reduzir a transmissão do choque vibratório para a mão e o braço; Moure et al. (1994) substituíram uma empunhadura auxiliar por uma antivibratória para ser utilizada em lixadeiras elétricas manuais; Brinckmann et al. (2000) quantificaram as lesões em discos intervertebrais lombares causadas por sobrecarga mecânica e por longo tempo de exposição às vibrações no assento de máquinas.

Na área esportiva, um atleta ou um praticante de atividade física, cuja modalidade praticada proporcione movimentos geradores de impactos, tais como saltos no atletismo, aterrissagens em saltos no basquetebol, voleibol e no handebol, quedas no judô dentre outras atividades, está sujeito aos efeitos benéficos e deletérios gerados pelos impactos dos fundamentos desportivos, quer seja a curto, médio ou em longo prazo.

O impacto mecânico produzido pelos fundamentos esportivos, por exemplo, o salto e a queda de uma bandeja no basquete, é uma excitação (vibração) não periódica, isto é, tem a forma de pulso e são chamados de eventos transitórios e são muito rápidos, acontecem numa fração de segundos (milissegundos). Estudos recentes, tais como o de Coelho et al. (2007) sobre magnitudes de impacto no basquetebol; Piucco et al. (2007), sobre a relação das magnitudes de impacto com lesões advindas do basquetebol; Santos et al. (2007), acerca das magnitudes de impacto em atletas de handebol, tem demonstrado que, quanto maior o tempo de contato com o solo, maior será a dissipação dessa energia, e quanto menor o tempo de impacto, maior será a magnitude de impacto.

No corpo humano, quando ocorre uma determinada vibração que excita a frequência natural do organismo, este entra em estado de ressonância e a amplitude da vibração aumenta, causando efeitos indesejáveis. Por isso existem normas (ISO 2631,1985; ISO 5349,1986; BS 6841,1987) que limitam o tempo de exposição do corpo humano às vibrações, relacionado ao tipo de excitação recebida. Deste modo, verifica-se a complexidade do estudo das vibrações, principalmente quando elas se relacionam aos seres humanos e mais ainda quando são direcionadas a atletas de esportes cujos fundamentos exigem impactos, ou seja, são acometidos repetitivamente por vibrações transitórias (SANTOS e PIUCCO, 2006).

Estudos apontam a repetitividade dos movimentos, bem como as magnitudes destes impactos como geradores de lesões nos esportes, tais como o de Kollath (1996) ao estudar jogadores de voleibol, observou que são realizados uma média de 170 a 190 saltos por set, dado este que reforça o estudo de Gerberich et al (1987), que ao investigarem atletas de voleibol encontraram que a seqüência de salto e aterrissagem (bloqueio e cortada) era responsável por 63% de todas as lesões, destas, 61% na articulação do joelho e próximo de 90% de todas as lesões sofridas pelos atletas foram concentradas nas extremidades baixas.

Ainda James et al. (1978) e McKenzie et al. (1985) encontraram que dores na articulação do joelho têm sido o problema mais citado e o mais freqüente em corredores e, ainda, em análise mais profunda, os problemas podem ser atribuídos pela repetitividade de impacto que ocorre na aterrissagem.

No basquetebol, segundo Hagedorn (1996), cada jogador faz de dois a três saltos verticais com esforço máximo por minuto efetivo do jogo, correspondente de 80 a 100 saltos por partida o que, acredita-se, pode vir a justificar as lesões neste esporte em decorrência da relação número de saltos e magnitude de impacto.

Um dos esportes que mais apresenta lesões por impactos é o judô (SANTOS et al. 2001a), e, segundo Santos et al. (2001b) distribuídos em uma sessão de treinamento, os judocas amadores realizam em média 74 quedas.

Quando realizadas projeções, de acordo com Santos (2003), as magnitudes dos impactos geradas pelas mesmas, dependem do tipo de material no qual é realizado (tipo de tatame), sendo que para um judoca de 63 Kg,

executando a técnica *Ippo-seoi-nage*, as magnitudes de impacto podem variar de $260\pm 23g$, $15\pm 2g$, $284\pm 34g$, mensurados nos segmentos corporais punho, quadril e tornozelo, respectivamente.

Vários são os fatores que geram lesões em atletas e, ainda com relação às magnitudes de impacto, Moran e Marshall (2006), demonstraram que a fadiga muscular pode ser um agente que aumenta as magnitudes de impacto, uma vez que em um estudo realizado pelos autores, encontraram para o treinamento com exercício pliométrico o aumento das magnitudes de impacto para os atletas com fadiga (com os saltos realizados a 30 centímetros de altura) em relação aos atletas que não estavam fatigados.

Corroborando com o estudo supracitado, Mercer et al. (2003), ao estudar as características de impacto em corredores antes e após a fadiga, encontrou maiores magnitudes de impacto no grupo fatigado em relação ao não fatigado, e em decorrência da fadiga, uma menor atenuação do choques advindos do contato com os pés dos corredores no solo.

Neste contexto, não se encontra vibrações transitórias apenas em esportes, mas em atividades físicas que vem sendo muito praticadas em academias, como os diferentes tipos de ginásticas. No Brasil, após o “boom” das academias a partir da década de 70, houve também muitas inovações nesta área, dentre elas a elaboração da franquia denominada *Body Systems*, o qual revolucionou esse mercado, ampliando-o muito rapidamente (BRAUNER, 2007).

O idealizador da *Body Systems* foi Les Mills e remonta dos anos de 1920, quando este começou a se envolver com academias e clubes de corrida. A visão criativa de seu filho foi o que colocou o nome Les Mills no mercado mundial, o qual é reconhecido atualmente em 55 países. Phillip Mills é o responsável por colocar música com alguns movimentos de musculação, e o resultado disso, pode ser visto até hoje (MILLS, 2005).

Dentre os diferentes métodos ginásticos inerentes ao *Body Systems* existe o *Body Combat*, cujo método é baseado em modalidades de autodefesa tais como o *Karatê*, *Taekwondo*, *Tai Chi Chuan* e *Muay Thai*, exigindo assim dos seus praticantes movimentos de rápida mudança de direção, saltos, socos e chutes, movimentos estes geradores de impactos repetitivos dos membros inferiores contra o solo e de magnitudes desconhecidas até o presente momento.

Por outro lado, não se encontrou na literatura pesquisada, estudos que apontem lesões em professores, mais especificamente lesões por repetitividade de movimentos com cargas de impacto mensuradas, aos quais professores de alguns métodos de ginásticas estão suscetíveis, a exemplo, o *Body System*, haja vista que para as referidas práticas, o professor é o modelo para seus alunos, ou seja, o professor realiza e os alunos copiam o movimento.

Deste modo, baseando-se nos pressupostos teóricos que apontam os movimentos impactantes e repetitivos como causadores de lesões e preocupado com profissionais que ministram *Body Combat*, este estudo pretende responder as seguintes questões a investigar:

- Quais são as magnitudes de impacto geradas pelo movimento do *Jump Kick* nos segmentos joelho e tornozelo de professores de *Body Combat*?
- Será que os professores de *Body Combat* percebem as exigências físicas durante a condução de uma aula?
- Qual a incidência e os mecanismos de lesões advindas da prática, segundo a percepção dos professores?
- Quantos movimentos que geram impactos são realizados por sessão de uma aula de *Body Combat*?

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

- Analisar as características dos impactos advindos da aterrissagem da técnica do *Jump Kick* em professores de *Body Combat* considerando as características da prática.

1.3 Objetivos Específicos

- Identificar as características da prática quanto ao piso de ministração de aulas, ao calçado usado, outros métodos ministrados e duração de aulas;
- Identificar e comparar as magnitudes de impacto entre os sujeitos, os eixos e os segmentos dos membros inferiores (tornozelos e joelhos) na aterrissagem do salto do *Jump Kick*;

- Identificar e comparar os tempos de impacto entre os sujeitos, os eixos e os segmentos dos membros inferiores (tornozelos e joelhos) na aterrissagem do salto do *Jump Kick*;
- Verificar a relação entre as magnitudes de impacto com os tempos de impacto tanto da articulação dos joelhos quanto do tornozelo;
- Verificar a relação entre as magnitudes de impacto tanto do joelho quanto do tornozelo com a massa corporal, a estatura e o tempo de prática dos professores;
- Verificar a incidência e o intervalo de impactos que o professor é submetido durante uma sessão de aula.

1.4 Justificativa

Baseando-se em Brauner (2007), ao afirmar que as academias de ginástica sofreram um *boom* a partir da década de 1970, e que juntamente com essa crescente expansão houve um pluralismo de oferta de atividades, e, a partir desse momento houve a inserção de novas técnicas e métodos, tanto de treinamento quanto de ginástica, sendo que a partir daí o Brasil passaria a fazer parte do novo “mundo *fitness*”, de maneira que as academias deveriam suprir aos seus clientes novas exigências para poderem se manter nesse mercado.

A ginástica de academia é uma área em crescente expansão, tanto pela demanda quanto e principalmente, por ser provavelmente um fator econômico muito vantajoso para os empresários do setor.

Deste modo, amplia-se a preocupação com a saúde dos professores, os quais parecem expostos a condições de trabalho bem peculiares, sujeitos a fatores adversos e muitas vezes estressantes, o que por vezes pode lhes aumentar o risco de lesão, tornando necessária uma investigação específica sobre as magnitudes dos impactos repetitivos advindas da ministração deste método ginástico do *Body Systems*, o *Body Combat*.

Com relação a estudos sobre fadiga muscular, pode-se citar como Mercer (2003) e Moran e Marshall (2006), ao enfatizarem que a fadiga aumenta as magnitudes de impacto advindas do contato dos pés contra o solo, uma vez que a musculatura quando em fadiga perde grande parte da capacidade de atenuação destes impactos. Com efeito, a partir da experiência com essa modalidade

ginástica e do contato com os professores, acredita-se que a fadiga exista dependendo do número de aulas que se ministre pelos mesmos.

Quanto aos impactos repetitivos, autores como Derrick et al. (1998) e Simpson et al. (2003) afirmam que os impactos repetitivos podem ser a maior causa de lesões para diversos esportes, tais e quais o voleibol, o basquetebol, a corrida, as artes marciais dentre outros.

Deste modo, com os resultados que podem advir da realização deste trabalho, pode-se, sobremaneira, contribuir com os profissionais no que tange a proteção contra um possível excesso de aulas, tanto quanto da influência dos impactos advindos da prática repetitiva desta modalidade.

Assim sendo, com o intuito de contribuir com os profissionais desta área, entendendo que até o presente momento não há estudos que relatem nada parecido para o método do *Body Combat*, é que se justifica este estudo.

1.5 Definição conceitual e operacional das variáveis

a) Impacto

Conceitual: colisão de uma massa em movimento com uma segunda massa que pode estar em repouso ou também em movimento (HARRIS e CREDE, 1976).

Operacional: medida realizada com um acelerômetro advinda da colisão dos membros inferiores (a serem medidos no tornozelo e joelho) dos professores contra o solo.

b) Tempo de impacto

Conceitual: fenômeno periódico que se repete sem alteração cada vez que transcorre um intervalo de tempo determinado, pode a princípio ser associado com o relógio (NUSSENZVEIG, 1996).

Operacional: é o tempo medido no começo do pico de impacto mensurado pelo acelerômetro até o final deste, sendo o resultado da subtração entre o tempo final e o tempo inicial (tf-ti).

c) Número de impactos

Operacional: número de impactos advindo dos saltos de uma sessão de *Body Combat*.

1.6 Limitação do Estudo

O número de sujeitos que se prontificaram a participar do estudo, foi menos que a metade (de um total de 30 encontrados) dos professores do sistema *Body Combat* encontrados na região da Grande Florianópolis.

Em função do número reduzido, não se pode controlar variáveis, para a seleção dos sujeitos do estudo, variáveis essas que provavelmente interferiram nos resultados, tais como idade, massa corporal, tempo de prática e número de aulas diárias.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Com a finalidade de fundamentar este estudo, dando subsídio necessário para a discussão dos resultados, optou-se por organizar o conteúdo teórico da seguinte maneira: 2.1) *Body Systems* – histórico de sua criação, atuação no Brasil e seus métodos; 2.2) Biomecânica das ações das forças sobre os biomateriais – considerações acerca de estudos que levam em conta as ações das forças sobre os músculos, tendões, ossos e articulações; 2.3) Biomecânica preventiva – relação das técnicas e sua eficácia na absorção das vibrações transitórias (impacto); 2.4) Lesões *versus* impactos: estudos realizados; 2.5) Recuperação fisiológica.

2.1 O *Body Systems*

Em muitas academias de ginástica no Brasil e no mundo, a oferta das modalidades ginásticas da *Body Systems* vem angariando um maior número de praticantes, assim faz-se necessário tecer um breve histórico desde seu idealizador até os tempos de hoje, procurando mostrar porque este é um método tão popular é tão praticado.

O idealizador deste programa foi Les Mills e remonta dos anos de 1920, quando este começou a se envolver com academias e clubes de corrida. Este jovem idealizador representou seu país (Nova Zelândia) em quatro olimpíadas (1960 a 1972), abrindo sua primeira academia em 1968 sendo esta, muito simples. Mas foi a visão criativa de seu filho que colocou o nome Les Mills no mercado mundial, o qual é reconhecido em 55 países. Phillip Mills é o responsável por colocar música com alguns movimentos de musculação, e o resultado disso, pode ser visto hoje (MILLS, 2005).

A “numerologia” de sua empresa afirma ter mais de quatro milhões de praticantes passando por suas salas de ginástica semanalmente, e para instruir essa multidão, existem atualmente 55.000 instrutores capacitados e certificados

por sua empresa, o que sugere uma média de quase 73 alunos por instrutor (MILLS, 2007).

Das modalidades atuais da Body Systems podem-se citar segundo Mills (2007);

- **Body Balance** - Se baseia em movimentos do Tai Chi Chuan, Yoga e Pilates, trabalha o controle da respiração e alongamentos;
- **Body Jam** – utiliza o trabalho cardiovascular baseado em movimentos de dança atuais e com músicas também atuais enfatizando a diversos ritmos musicais;
- **Body Pump** – É a ginástica propriamente dita, baseada nos movimentos de musculação também animada por uma música contagiante;
- **Body Step** – Ginástica realizada com os famosos “steps” ou um degrau. Trabalha a “queima” de gordura através de um trabalho aeróbico circundando o “step” e acompanhando o instrutor;
- **Body Vive** – ginástica de baixo impacto onde o praticante pode escolher sua carga de trabalho utilizando as bolas VIVE ou os pesos;
- **Body Attack** – é basicamente uma aula de aeróbia na qual se desenvolve força e resistência, este método é baseado principalmente na técnica do treino intervalado;
- **Power Jump** – com a utilização do mini-trampolim como equipamento para realizar o trabalho cardiovascular, caracterizando-se por movimentos de execução simples e motivadores;
- **Power Pool** – programa de condicionamento físico realizado na água, semelhante às aulas de hidroginástica;
- **RPM** - é um programa onde se utilizam bicicletas ergométricas específicas para este trabalho e que visa o desenvolvimento da capacidade cardiovascular;
- **Body Combat** – um programa energético, baseado nos movimentos de artes marciais como o Karatê, Boxe, Taekwondo, Tai Chi Chuan e Muay Thai, onde são desferidos muitos socos e chutes além de katás.

O *Body Combat* é uma aula onde primam os treinamentos de força, flexibilidade e resistência cardiorrespiratória sendo que as aulas se apóiam em três fases, obedecendo a uma seqüência, sendo elas:

- 1) Fase de aquecimento para membros superiores e inferiores a partir de exercícios aeróbios de baixo impacto com enfoque no aumento da temperatura corporal e da mobilidade, pois assim os participantes podem se adaptar às técnicas básicas do *Body Combat*, se acostumando lentamente e seguindo o instrutor sem maiores problemas;
- 2) Com seis músicas, trabalhando intervalos entre treinamento de alta e média intensidade alternadamente. Deste modo três músicas tratam do treinamento de alta intensidade com sobrecargas de trabalho aeróbio e anaeróbio, já as outras três músicas trabalham o aspecto marcial do método, com exercícios de combate de aspecto mais técnico e com intensidade de média a alta;
- 3) Exercícios abdominais que complementam o treinamento corporal e o tornam estimulante. Também é a fase final da aula que conduz os participantes ao esfriamento, permitindo que o sistema cardiovascular ajuste o fluxo sanguíneo, neutralize o ácido láctico e restabeleça o equilíbrio químico corporal.

Com relação aos professores, pode-se afirmar que são considerados modelos poderosos, com a capacidade de inspirar, motivar e construir grandes turmas demonstrando simplesmente um bom porte físico, condicionamento e estilo no movimento (MILLS, 2002).

Deste modo, pode-se observar no Quadro 1, a estruturação de uma aula de *Body Combat* com base na frequência cardíaca máxima, tempo das músicas com suas respectivas músicas e os tipos de exercícios utilizados em cada uma das três fases supracitadas.

Quadro 1 – Estruturação das aulas de *Body Combat* segundo a fase da aula, percentual da frequência cardíaca máxima, tempo da música, número da música e tipo de exercício.

Fase I	%FCM	Tempo	Músicas	Tipo de exercício
	F.C Repouso	4:20	Música 1	Aquecimento MMSS
	50-60	4:05	Música 2	Aquecimento MMII
Fase II	60-70	4:35	Música 3	Combat
	75-85	4:30	Música 4	Power
	65-75	4:50	Música 5	Combat
	75-85	3:40	Música 6	Power
	65-75	5:50	Música 7	Combat
	80-90	5:45	Música 8	Power
Fase III	<60	5:40	Música 9	Exercícios Abdominais
	<50	6:00	Música 10	Esfriamento

Fonte: Adaptado de Mills (2002, p.83)

A partir do que foi demonstrado acima, pode-se inferir que é um sistema ginástico completo, englobando de maneira muito inteligente, a abrangente gama de movimentos do corpo humano, os quais parecem ser contemplados em cada uma das modalidades supracitadas de modo a manter os praticantes sempre em movimento, ativos e motivados durante as aulas.

2.2 Biomecânica das ações das forças sobre os biomateriais

Neste tópico serão abordados subitens acerca da biomecânica e das forças atuantes nos biomateriais tais como os ossos, músculos, tendões e articulações, como segue.

2.2.1 Carga dinâmica sobre o sistema musculoesquelético humano

A grande maioria das cargas dinâmicas geradas pelas atividades físicas em geral produz forças em três eixos (x, y e z), as quais são látero-lateral, ântero-

posterior e vertical, respectivamente (WIECZOREK et. al., 1997). Normalmente, a força que mais interessa para análise, é a força vertical, a qual se encontra no eixo z e que é, na maioria dos casos, a maior magnitude de impacto observada nas práticas de modalidades esportivas com saltos.

Acredita-se que as cargas verticais estejam relacionadas

com lesões de reação de estresse de osso por ela ser iniciativa de carga impulsiva, o que, em experimentos com animais, foi demonstrado estar relacionado com alterações no osso subcondral (cartilagenoso) e com cartilagens articulares, alterações essas que ocorrem no processo osteoartrítico (SIMPSON et al., 2003, p.574).

As articulações ainda desempenham papel importante na absorção de choques dissipando essas ondas decorrentes do contato com o solo, amenizando a onda de choque que chega até o crânio (MORAN e MARSHALL, 2006).

Em um estudo realizado com cadáveres para medir a propagação de impacto demonstrou os seguintes resultados:

Um estudo biomecânico da capacidade de absorção de choque de joelhos de cadáveres foi realizado ao se aplicar, em primeiro lugar, uma carga de impacto e medindo a onda de choque transmitida através da articulação do joelho intacta. Em seguida, foram removidos os meniscos lateral e medial, o que aumentou a força máxima transmitida para 113% do impacto original. A força máxima alcançou 121% do original depois que foram removidos os meniscos e todos os tecidos moles. Por fim, a cartilagem e o osso subcondral foram removidos e a ausência deles resultou em aumento da força máxima transmitida para 135% (HOSHINO e WALLACE, 1987 apud VOLOSHIN, 2004, p. 453).

Dessa maneira, é possível perceber a importância da articulação dos joelhos na absorção de impactos, o que se remete à necessidade de um maior cuidado com pessoas que tenham experimentado alguma situação de lesão meniscal, por exemplo.

Ainda não está provado que exista alguma relação de causa entre a carga (magnitude de impacto) e a lesão,

Entretanto, a alta incidência de lesão nas extremidades inferiores de atletas que participam nas atividades de aterrissagem (...) sugere que o processo de preparação dos atletas para a competição rigorosa está fora de equilíbrio com relação à habilidade que o corpo possui para adaptar-se de maneira positiva às cargas experimentadas (MCNITT-GRAY, 2004, p. 409).

2.2.2 Ações das forças sobre os tendões

Os tendões são como cordões fibrosos que se conectam ao músculo e ao osso. Cada tendão tem sua forma de acordo com a forma do músculo ao qual se insere, adquirido assim formas contrácteis (NIGG, 1994).

A principal função dos tendões é a de transmitir força, e mais especificamente, as forças tensivas de maneira a atender também às demandas das forças de cisalhamento, compressivas e curvamento (FUNG et al., 1972). Com relação às forças de cisalhamento, compressivas e de curvamento, maiores detalhes serão explanados no tópico relativo a ação das forças sobre os ossos.

Como sua principal função é a transmissão de forças (por serem os “conectores” entre músculos e ossos), sua função no amortecimento de impactos é mais limitada devido a suas características, diferentemente dos ossos, músculos e articulações, os quais desempenham papel mais importante nesse sistema.

2.2.3 Ações das forças sobre os ossos

O sistema esquelético é responsável por inúmeras funções, das quais interessam neste estudo, o sistema de alavancas e suporte.

Os movimentos corporais são produzidos através de um conjunto de ações que são compostas pelas alavancas (ossos longos), auxiliado por eixos (articulações), onde se inserem as musculaturas (motor).

Durante o percurso de um dia das atividades humanas, os ossos são submetidos aos mais diversos tipos de cargas. Estas cargas variam em direção, magnitude, frequência e modo. Podem ser cargas tensivas, de compressão, de cisalhamento, entre outras, de maneira que ainda podem ser cargas combinadas, resultando na soma de duas ou mais forças atuantes no corpo humano, e

dependendo da sua intensidade e duração podem haver benefícios ou pode ser prejudicial (ZIOUPOS e CASINOS, 1998).

A atividade física é um fator preponderante para a modelagem dos ossos, pois são necessários estresses mecânicos para que os mesmos possam crescer e se fortalecer, assim como se desenvolver e manter a integridade esquelética, já o excesso e exercícios podem acarretar lesões.

Para Hamil e Knutzen (1999, p.40), o osso “é um material altamente adaptável e muito sensível ao desuso, imobilização ou atividade vigorosa e altos níveis de carga”. Deste modo, pode-se concluir que existe um nível de impactos que é considerado saudável para a remodelação óssea.

Mesmo com uma “aparência” dura, os ossos podem sim ser considerados materiais com certa flexibilidade, pois apresenta uma característica chamada anisotrópica a qual “...responde de modo diferente quando as forças são aplicadas em direções diferentes. O osso pode lidar com grandes forças aplicadas na direção longitudinal. O osso não é tão forte quando lida com forças aplicadas transversalmente cruzando sua superfície” (IBID., p. 42)

Também é uma característica importante dos ossos a viscoelasticidade que lhe confere uma resposta diferente dependendo “da velocidade com que a carga é aplicada e da duração da carga” (IBID., p. 42). Deste modo, com altas velocidades, os ossos podem lidar com cargas maiores antes que falhe ou frature, já se receber uma carga lenta, suportaria no máximo a metade da carga que receberia em alta velocidade. Tais características podem ser observadas na Figura 1.

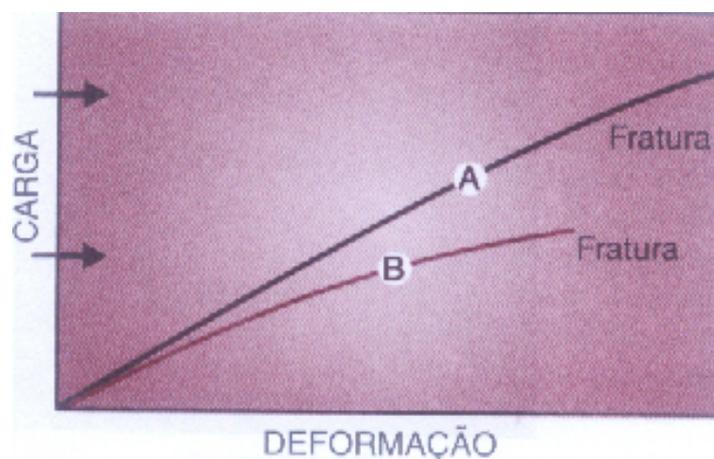


Figura1- Relação carga/deformação óssea e probabilidade de fratura. (Fonte: Hamil e Knutzen, 1999, p.43).

Para que se possa compreender o mecanismo de forças atuantes nos ossos recorre-se a Evans (1973), onde demonstra os resultados de testes utilizando-se as forças do tipo tensão, compressão e cisalhamento. Já Hamill e Knutzen (1999) demonstram resultados parecidos aplicando, além das três forças já citadas, as forças de torção e curvamento.

Pode-se acrescentar que “Todas as aterrissagens são caracterizadas por um aumento rápido na magnitude da força de reação dentro dos primeiros 50 ms após o contato com o solo. Entretanto, o tempo do pico de força e da amplitude de carga entre tarefas, superfícies e estratégias de aterrissagens varia” (MCNITT-GRAY 2004, p.417).

Cada uma destas forças, se aplicada de maneira aguda (alta magnitude) podem provocar um tipo de lesão, assim como pela aplicação repetida de cargas de baixa magnitude (maneira crônica), durante um longo período de tempo. Os ossos demonstram baixa resistência a impactos quando recebe cargas altas paulatinamente, mas do contrário, se receber altas cargas em um período muito curto de tempo, é capaz de resistir sem maiores danos.

Considerando o estudo de Voloshin (2004, p.455), entende-se que

As causas exatas das fraturas por estresse ainda não são conhecidas, porém essas fraturas comumente resultam de uma das seguintes condições: estresse repetitivo, alteração na força de reação (ou seja, quando se muda durante a corrida de uma superfície para outra) e a carga óssea aumentada devido à fadiga muscular ou desconsideração da dor, etc.

A partir das considerações supracitadas, acredita-se que os ossos podem sofrer lesões de acordo com um mecanismo que é a combinação de fadiga e movimentos cíclicos (com alto número de repetições), de maneira que essa combinação pode desenvolver microfraturas, das quais eventualmente acabam se desenvolvendo e se tornando então uma fratura visível, uma macrolesão, decorrente da combinação supracitada (CALER e CARTER, 1989; CARTER e HAYES, 1977).

No Quadro 2, pode-se verificar algumas das lesões ósseas mais comuns em atividades físicas.

Quadro 2 – Lesões do Sistema Esquelético

Tipo de Lesão	Exemplos de Atividade	Carga que causa a lesão	Mecanismo de lesão
Fratura do epicôndilo medial	Ginástica	Tensão Compressão	Excesso de trabalhos em exercícios de solo e acrobacias.
Fratura por estresse do colo femoral	Corrida Ginástica	Compressão	Fadiga muscular, arco do pé muito alto.
Fratura por estresse da fíbula	Corrida Aeróbica Salto	Tensão	Salto ou grandes flexões do joelho na caminhada. A tração do sóleo, tibial posterior, fibular e flexores dos artelhos forçam a tíbia e a fíbula.
Fratura por estresse nas vértebras lombares	Levantamento de Peso Ginástica Futebol Americano	Compressão Tensão	Altas cargas com postura hiperlordótica na coluna.

Fonte: Adaptado de Hamil e Knutzen (1999, p.56).

2.2.4 Ações das forças sobre os músculos

Ao acessar este conteúdo, há uma grande parcela dos autores pesquisados confirmando os mesmos fatos e ao que tudo indica, a principal função muscular é produzir força, tarefa auxiliada pelos ossos (com função de alavanca) e movimento (NIGG e HERZOG, 1994). Além disso, também são importantes no papel de dissipação de energia, auxiliando as estruturas corporais como um “filtro de passa baixa” eliminando as altas frequências e dissipando as magnitudes de impacto advindas desde o contato dos pés contra o solo até que a vibração chegue à cabeça, sendo que este processo pode ser atrapalhado pela fadiga muscular (DERRICK, 2002; MADIGAN e PIDCOE, 2003; entre outros).

Para se dar melhores detalhes sobre o assunto acerca do papel da musculatura no trabalho de atividades físicas e mesmo no papel de amortecimento de impactos, recorre-se a Hamill e Knutzen (1999, p.71), onde os autores afirmam que “Os músculos são capazes de contração rápida e vigorosa, mas cansam-se rapidamente e requerem repouso após período de atividades mesmo breves”.

A fadiga muscular também parece ter papel preponderante na “qualidade” do amortecimento dos impactos advindos de colisões e é importante ser considerada nos estudos de impacto uma vez que

As fadigas musculares em geral parecem ser de particular importância. Os músculos fatigados são menos capazes de armazenar e dissipar a energia e de proteger o osso contra a sobrecarga pelas ondas de choque iniciadas pelo impacto do calcanhar contra o solo. Quando cansados, os músculos não transportam sua carga e o sistema esquelético absorve mais do choque, o que pode levar a fraturas por estresse (VOLOSHIN, 2004, p.455).

Desta maneira, com base na citação acima, pode-se inferir que o sistema musculoesquelético se torna menos capaz de lidar com as ondas de choque transportadas a partir dos calcânhares para o restante do corpo quando a musculatura estiver fatigada. Corroboram com o autor supracitado Voloshin et al. (1998), Mercer et al. (2003) e Coventry et al. (2006).

Parece que a participação em esportes de alto impacto, assim como em atividades físicas com carga dinâmica também de alto impacto e fadiga muscular do sistema musculoesquelético leva ao desenvolvimento de distúrbios articulares, como osteoartrite ou fraturas ósseas por estresse (VOLOSHIN, 2004).

Salienta-se ainda que o pico de força horizontal em tarefas de salto (como o salto em distância e outros saltos realizados para frente, como acontece com a técnica do *Jump Kick*, a qual pode ser observada na figura 1) apresentam maiores magnitudes durante a fase de propulsão do que na fase de aterrissagem (MCNITT-GRAY, 2004).

Ao que tudo indica, o sistema musculoesquelético perde (ao menos parcialmente) a capacidade de amortecer as magnitudes de impacto advindas principalmente do contato dos membros inferiores contra o solo.

2.2.5 Ações das forças sobre as articulações

As técnicas de aterrissagem são parte fundamental para a prática de esportes como o basquetebol, o voleibol, o futebol, e também para a ginástica, pois que as aterrissagens representam um risco de lesão, de maneira que as forças envolvidas nessa atividade podem estar relacionadas a algum tipo de lesão.

Deste modo, pode-se afirmar que um dos papéis mais importantes das articulações é a absorção de choques (VOLOSHIN, 2004), o que pode justificar um número elevado de lesões, principalmente se forem utilizadas de maneira incorreta (sobrecarga, angulações excessivas, técnicas desportivas incorretas, uso excessivo, etc.).

Para que se entenda o mecanismo de lesão sobre o joelho, deve-se concentrar “na natureza da lesão, no posicionamento e no estado do suporte do peso sobre a perna, assim como na direção de qualquer golpe ou contato” (LILLEGARD et. al. 2002, p.275).

Com relação ao ligamento cruzado anterior, as lesões neste segmento podem ocorrer principalmente por mudança brusca de direção, movimento de torção ou pivotamento, saltos, ou ainda por uma hiperflexão ou extensão, Lillegard (2002). Neste caso, identificam-se na ginástica todos os elementos supracitados.

Já para o ligamento cruzado posterior, movimentos de hiperflexão podem acometer tal estrutura. Acredita-se que movimentos deste gênero podem ser encontrados em grande parte das aulas de *Body Combat*.

Os meniscos, segmentos cartilaginosos em formato de meia lua, encontrados na articulação dos joelhos, têm maior tendência à lesão com movimentos de torção e hiperflexão Lillegard (2002), movimentos que acontecem em grande parte das aulas de ginástica a ser verificada nesta pesquisa.

Para as articulações, a exposição de uma rotina intensa e específica de treinamento, produz um resultado estético peculiar à modalidade que pode se apresentar sob forma de alterações posturais. O excesso de treinamento contribui para esse quadro, pois em decorrência do superuso podem ocorrer microtraumas devidos ao atrito contínuo entre duas ou mais estruturas, e levar a quadros de condromalácia, tendinites, bursites, lombalgias e até fraturas (MARCONDES, 1985).

As articulações estão mais expostas a lesões por movimentos súbitos como por mudanças bruscas de direção combinadas com aceleração e desaceleração da massa corporal, esse tipo de movimentos, segundo Besier et al. (2001ab) são movimentos que podem contribuir para lesões relacionadas ao ligamento cruzado anterior. Ressaltam ainda os autores que movimentos como no sentido de flexão e extensão, no sentido varo e valgo e rotações internas e externas também contribuem sobremaneira para o acometimento de lesões em esportes sem contato.

Já para os tornozelos, afirmam Self e Paine (2001) que é difícil se analisar a participação desta articulação no processo de aterrissagem, mas que para efeitos de estudo, deve-se analisar este segmento corporal no momento da aterrissagem pedindo para que os participantes aterrissassem com os joelhos rígidos/estendidos, pois que o momento interno dos tornozelos são influenciados por algumas forças, tais como a atividade muscular, interação dos ossos da articulação, os ligamentos e as estruturas de tecido mole.

Para tal, os autores supracitados, utilizando um acelerômetro e uma plataforma de força, analisaram quatro tipos diferentes de técnicas de aterrissagem para os tornozelos de uma altura de 40cm, sendo elas nominadas por eles como: 1) aterrissagem natural (AN); 2) aterrissagem natural com joelhos rígidos (AJ); 3) joelhos rígidos com absorção a partir dos flexores plantares (JP) e 4) joelhos rígidos e aterrissagem nos calcânhares (JC). Dentre os resultados, encontraram picos de aceleração de aproximadamente 20g para JC, de 16g para AJ, de 11g para JP e de 13g para AN.

Deste modo, verifica-se que para os tornozelos, os menores valores de magnitude de impacto estão locados para a atividade de joelhos rígidos com aterrissagem a partir da ponta dos pés.

2.3 Biomecânica Preventiva

De acordo com as necessidades deste estudo, considerou-se como biomecânica preventiva, aquela que “se preocupa com as forças transmitidas pelas estruturas internas do corpo, tais como forças musculares, forças nos tendões, ligamentos, ossos e cartilagem articular” (AMADIO e BARBANTI, 2000, p.50).

Ainda se terá como base Grosser & Neumaier (1989), onde os autores afirmam que a técnica desportiva é uma componente importante em todas as facetas das atividades desportivas e no desenvolvimento do rendimento, de maneira que se entende nesse estudo a necessidade de se comparar o estilo do *Body Combat* com uma modalidade esportiva, visto suas especificidades técnicas e necessidades constantes de treinamento para uma correta ministração das técnicas adjacentes ao método em questão.

Para fundamentar esse tópico acerca da biomecânica preventiva, tratar-se-á sobre a fase de aterrissagem, onde será dada atenção às diversas especificidades técnicas da mesma, da atenuação do choque (amortecimento) e diferentes tipos de calçados.

2.3.1 A fase de aterrissagem como atenuação do choque

A fase de aterrissagem está diretamente relacionada com o amortecimento das magnitudes de impacto advindas da queda de um salto. Durante a aterrissagem com a ponta dos pés (ou qualquer outra parte dos pés), ocorre uma flexão dos joelhos e quadril (SIMPSON et al. 2003).

O amortecimento de uma aterrissagem proveniente de técnicas desportivas (no caso deste estudo da técnica do *Jump Kick*) necessita de algum treinamento, e a perfeição técnica desempenha um papel decisivo ou como ressalta Weineck (1999) quando o treinamento atinge a sua abrangência e intensidade máxima, recorre-se freqüentemente à técnica para se obter um aumento adicional do desempenho. Neste caso o desempenho é o resultado de uma boa execução da técnica a qual resultará numa boa aterrissagem.

Durante esta fase (de aterrissagem), a flexão da extremidade inferior serve para vários propósitos, dentre eles, pode-se citar Simpson et al. (2003, p. 572), ao afirmarem que:

- a) reduz a quantidade de massa do corpo que é envolvida na colisão inicial com o solo (a massa efetiva), b) permite que os tecidos da extremidade inferior ajam coletivamente como uma mola amortecedora para absorver as forças de impacto e/ou preparar o corpo para um movimento propulsor subsequente e c) pode servir para reduzir as forças que atuam sobre o corpo, aumentando a distância que o centro

de massa percorre enquanto essas forças agem sobre o corpo.

Fala-se da relação da técnica de aterrissagem com o amortecimento das magnitudes de impacto, e para tal, Simpson et al. (2003, p.572) afirmam que “Muitos fatores podem modular a carga de força durante a aterrissagem, mas tem sido difícil provar as relações diretas entre a etiologia de lesões e esses fatores”.

A fase de aterrissagem consiste no começo da “queda” que acontece quando o corpo vai em direção ao solo e que “termina quando o centro de massa do corpo pára de se mover para baixo” (SIMPSON et al. 2003, p.572).

Consiste ainda em duas fases, uma passiva, onde conjetura-se que não há ativação muscular, e outra ativa, onde também imagina-se que exista resistência muscular excêntrica a fim de resistir à flexão da extremidade inferior, levando o movimento do corpo a zero. A aterrissagem deve ser feita a partir da ponta dos pés, pois a flexão da extremidade inferior é quem reduz a quantidade de massa do corpo que é envolvida na colisão inicial com o solo, permitindo que os tecidos moles ajam coletivamente na absorção do impacto e automaticamente preparam o corpo para um próximo movimento repentino, se necessário (SIMPSON et al. 2003).

Em se falando de cargas de impacto e atenuação de choque, Loy e Voloshin (1991) apud Voloshin (2004, p.454) em estudo conduzido acerca da marcha humana e suas características biomecânicas, afirmam que “Na deambulação, a aceleração medida na tuberosidade da tíbia foi de 1 a 5 g, na corrida foram registrados valores na faixa de 5 a 15 g e o salto produziu valores superiores a 25 g”.

Há muito tempo as magnitudes de impactos vem sendo estudadas por diversos autores, dentre os quais Aerts et al. (1995) afirmam da importância dos calcanhares como dissipadores de energia. Os autores afirmam que para “quedas” como as da caminhada e da corrida devem ser iniciadas pelos calcanhares e finalizadas nos artelhos, do contrário, para amortecer quedas provenientes de saltos o melhor é iniciar o amortecimento da queda pelos artelhos e finalizar com os calcanhares.

Com relação à análise de quedas para mensuração das magnitudes de impacto, Devita e Skelly (1992), estimaram ao estudar quedas com alturas

controladas que 75% da energia mecânica destes impactos podem ser dissipados passivamente pela musculatura corporal, os outros 25% restantes se dão por outras estruturas como os calçados, articulações, entre outros itens.

Em estudo correlato, Pain e Challis (2002) afirmam que não somente a região dos pés tem importância na análise, mas existe um grande potencial de que a movimentação da musculatura (tecidos moles) dos diferentes segmentos corporais tem influência durante o amortecimento dos impactos, de maneira que isto pode ser um fator preponderante de dissipação de energia.

Kernozek et al. (2005) fizeram um estudo para comparar as forças de reação do solo entre homens e mulheres com hábitos de prática de atividade física regular, denominados por eles de atletas recreativos. Utilizando uma plataforma de força, descobriram que as mulheres exibiram maior pico de força vertical e força de reação do solo, sendo que não houve diferenças significativas para a força látero-lateral. Também afirmam os autores que um dos fatores que podem justificar o maior número de lesões em mulheres em esportes sem contato está no fato de as mesmas terem uma maior extensão dos joelhos no momento do contato com o solo.

Além disso, muito se fala nos calçados e na proteção que os mesmos podem oferecer ao praticante de atividade física, mas cientificamente, não há muitos dados acerca da real proteção que estes calçados podem realmente oferecer aos praticantes de atividade física, portanto cabem aqui alguns estudos encontrados acerca da atenuação de impacto a partir de diferentes calçados.

O calçado de corrida também deve ser levado em consideração no estudo dos impactos, uma vez que calçados inadequados podem levar à redução de desempenho ou aumento dos impactos, mas ainda hoje há um número de pesquisas limitado em relação às propriedades elásticas dos calçados e as superfícies utilizadas nas práticas das atividades e no rendimento de uma caminhada ou corrida (MARTIN e SANDERSON, 2004; AGUINALDO e MAHAR, 2003).

Há que atentar para as reais necessidades de um calçado de corrida, e para que ele realmente contribua na absorção e retorno de energia elástica, Nigg e Segesser (1992) apud Martin e Sanderson (2004, p. 686) sugerem que:

Primeiramente, a energia deve retornar ao local onde as forças que agem na interface calçado/pé foram centradas. Em segundo lugar, ela deve retornar no momento certo, isto é, deve haver uma sincronia adequada com a impulsão na fase final do contato dos pés com o chão. Finalmente, o retorno da energia deve ocorrer em um nível consistente com o desenvolvimento da força responsável pela impulsão do corredor.

A partir desta teoria, os autores supracitados bolaram um modelo considerado simples por eles para analisar estas afirmações supracitadas e concluíram que o retorno máximo alcançado foi de aproximadamente 1% da energia total por passada, o que é muito pouco para poder auxiliar o atleta.

Em se falando do peso dos calçados, normalmente um calçado mais leve é mais adequado a um corredor, pois significa menor dispêndio de energia, mas não proporcionaria uma boa absorção dos impactos e também teria pouca restituição após o contato contra o solo, em contrapartida, um solado mais pesado e espesso produziria uma boa absorção dos impactos e, por conseqüência, baixa eficiência na corrida em decorrência do seu peso extra. Um calçado bem idealizado pode ser uma boa ferramenta para controlar e reduzir o número de lesões nos membros inferiores decorrentes de atividades esportivas e de treinamento.

Corroborando com os fatos supracitados, pode-se referendar Stefanyshyn e Nigg (2000), onde os autores afirmam em seu estudo que objetivou comparar a rigidez de solas de calçados de corrida e o aumento da rigidez de uma solado rígido para um solado muito rígido, observaram que não houve diferença significativa na cinemática dos participantes ou na performance de saltos em distância.

Além do supracitado, há evidências de que “as meias-solas mais brandas podem realmente aumentar as forças de impacto comparadas com os revestimentos plantares mais duros ou menos protetores” (SIMPSON, 2003, p. 575). E ainda Nigg (1983) apud Simpson (2003, p.575) afirma que “os calçados de corrida com material de meia-sola mais macio demonstravam forças de impacto significativamente maiores do que os calçados com meia-sola de material mais duro”.

Uma síntese dos estudos supracitados indica que a função primordial dos calçados esportivos na atenuação das ondas de choque causados pelos contatos dos pés contra o solo. Neste sentido, Nigg et al. (1995) e Coventry et al. (2006) afirmam que as forças de impacto podem ser atenuadas de duas maneiras, a primeira é passiva, a qual se dá através dos calçados, do calcanhar, dos ossos e das cartilagens, e a ativa se dá pela contração muscular dos membros inferiores.

Já para as corridas, ou o famoso *jogging*, muito utilizado por praticantes regulares de atividades físicas, impera a afirmação de que a corrida na grama é menos impactante que o asfalto, superfícies de cimento ou outras superfícies. Em contrapartida, Voloshin (2004, p.456) afirma que:

A corrida sobre uma superfície relativamente lisa e consistente resulta em impactos muito semelhantes entre si. Contudo, a superfície de grama altera seu perfil de maneira mais drástica e o corredor não pode ver essas alterações, pois elas estão ocultas pela grama. Esta incerteza pode ser um motivo para os impactos aumentados ao correr sobre uma superfície de grama.

Para tal, pode-se recorrer aos resultados demonstrados no Quadro 3 para as superfícies do tipo asfalto, pista de corrida e grama, as quais, pode-se considerar como de ampla utilização para a prática de inúmeros esportes e atividades físicas.

Quadro 3 – Carga dinâmica sobre o sistema musculoesquelético humano, durante corrida em várias superfícies.

	Aceleração (m/s ²)	
Tipo de Superfície	Média	DP
Asfalto	134,1	30,6
Pista de Corrida	140,9	27,3
Grama	167,5	31,5

Fonte: Voloshin (2004, p. 456).

Um estudo muito interessante acerca dos efeitos de absorção de impactos pelos calçados é o de McCaw et al. (2000). Neste estudo os autores procuraram

influenciar os participantes no que tange ao real “valor” de amortecimento dos calçados, de maneira que atribuíram maiores capacidades de absorção de impacto para alguns calçados em relação ao que eles realmente podem oferecer. Os resultados encontrados apontam sobremaneira que não foi encontrada diferença significativa para o grupo controle e para o grupo que realmente sabia das propriedades dos calçados. Os autores ainda concluem que as medidas de percepção sobre o amortecimento dos calçados de alguns indivíduos foi influenciada de acordo com os comentários dos investigadores, mas não na força de reação vertical.

Todas as superfícies possuem uma propriedade que se chama área elástica, das quais são mais visíveis principalmente nas de madeira, pois se consegue visualizar o trabalho que a madeira faz quando uma carga é depositada em cima dela (um salto por exemplo), trabalho este que se chama deflecção, desta maneira, pode-se citar também os tablados, objeto de estudo de autores como De Koning (1997) e Nigg (1988), onde afirmam que estas possuem uma superfície com grande deformação. Essas áreas elásticas reagem de acordo com a força que lhes é aplicada.

Normalmente as aulas de ginásticas são ministradas em pisos diferentes dos citados até o presente momento, de maneira que autores como De Koning et al. (1997), em estudo realizado com diferentes tipos de tablados de madeira, tentaram descobrir as propriedades mecânicas de três tipos de tablados, sendo estas propriedades a deflecção e a área elástica, nos seguintes modelos: a) a camada superior da borda unida a um tablado de madeira compensada, o tablado foi montado com espaçadores onde foram fixadas em bases de borracha antes do assoalho de concreto, o tamanho do tablado é de 2,45m x 2,45m; b) camada superior de compensado unida diretamente no chão de concreto, sendo o tablado de 2,45m x 2,45m e c) construído com três camadas de madeira separadas por uma distância de 0.406m. As camadas eram colocadas perpendiculares umas as outras com o estofamento entre a primeira e segunda camadas. Este tablado foi colocado em um piso de compensado, sendo as dimensões do tablado de 3,65m x 3,65m, utilizando câmeras de alta velocidade (200 Hz). Os resultados encontrados foram: 5.20mm; 1,61mm e 3,81mm para a deflecção e 0,52; 0,57 e 0,22 para área elástica respectivamente. Resultados semelhantes foram encontrados por Nigg et. al. (1988).

Deste modo, na tentativa de reduzir o pico de força vertical (principalmente), tanto pela modificação da superfície de aterrissagem, como pela modificação da mecânica e técnica da aterrissagem, tem sido uma proposta no intento de se reduzir o risco de lesão, uma vez que “A magnitude do pico de força vertical aplicada aos pés pode ser reduzida quando a aterrissagem em superfícies com absorção de energia, que provê a interação homem-superfície, não resulta em uma compressão máxima da superfície” (MCNITT-GRAY 2004, p.424).

A partir dos estudos supracitados, acredita-se que para a melhor absorção das magnitudes de impacto, tablados de madeira apoiados em bases de borracha e assoalhos de madeira, seriam ideais para uma maior absorção dos impactos, já que as três bases testadas demonstraram diferença estatística significativa e a superfície A foi a que apresentou maiores resultados de deflecção, seguida da superfície C.

Em estudo feito por Arampatzis et al. (2004) com 10 mulheres ginastas, colocou-se dois tipos de pisos sobre duas plataformas de força e testaram-se uma série de saltos de 40cm de altura sobre as diferentes superfícies que são mais comumente utilizadas em salas de ginástica, chegou-se à conclusão de que a força máxima de impacto não diferia significativamente entre as resistências encontradas e que ambas as estruturas são adequadas para a prática desta atividade.

A partir dos estudos encontrados e citados, pode-se supor que já se conhece a influência do ângulo dos joelhos quando os pés entram em contato com o solo e a aceleração de impacto (g). O que ainda necessita de mais estudos são os diferentes ambientes, isso também se torna praticamente impossível de ser analisado por causa das inúmeras possibilidades que se pode ter, contudo, faz-se necessário analisar os pisos mais comuns de prática de atividade física, dentre os quais, já foram pesquisados desde pisos como o asfalto, pistas de corrida e grama, até a diferença de iluminação e a amplitude das passadas para um mesmo piso.

Com relação à iluminação e/ou visualização da área de queda, há que considerar o fator tempo para a aterrissagem, pois existe um tempo para a preparação da mesma (que é muito curto) e uma boa técnica de aterrissagem pode ser comprometida caso haja algum impedimento ocular, ou seja, a visão parece ter um papel importante na atenuação do choque contra o solo.

A partir dos fatos supracitados, pode-se observar no Quadro 4, exemplos de magnitudes de impacto em diferentes ambientes e condições de caminhada, dentre elas, realizadas em fadiga, baixa iluminação, e diferentes tipos de passadas e pisos, dos quais vê-se os mais comuns para a realização de atividades físicas.

Quadro 4 – Exemplos de magnitudes de impacto em diferentes ambientes e condições de caminhada.

Protocolo	Condição	Número de Impactos	Ângulo de contato do joelho(°)	Pico de aceleração da perna (g)
Passos Largos	Passos curtos (-10%)	60	14,8	6,2
	Normal	60	13,8	6,4
	Passos longos (+10%)	60	16,8	8,2
Fadiga	Começo	200	14,1	6,2
	Meio	200	15,8	6,6
	Fim	200	18,5	7,5
Baixa Intensidade	Iluminado	132	13,5	6,2
	Meia luz	132	12,8	6,1
	Escuro	132	13,5	6,4
Superfície	Macio	132	12,5	5,9
	Irregular	132	14,0	6,6
Grama	Curta	105	13,1	6,7
	Média	105	14,8	6,5
	Longa	105	17,3	7,1

Fonte: Adaptado de Derrick (2004, p.835).

O Quadro 4 mostra vários resultados obtidos em diferentes tipos de piso (de rígidos até pisos mais macios), assim como em diferentes níveis de iluminação e fadiga muscular, uma vez que se acredita que a fadiga muscular tenha interferência na magnitude de impacto, assim como a iluminação e outros fatores extrínsecos.

Pode-se observar que o maior pico de magnitude de impacto foi encontrado para os indivíduos que aumentavam propositalmente a passada, seguidos pelos indivíduos que estavam no final de uma atividade fatigante e em terceiro lugar, indivíduos que caminharam em grama longa.

Apesar destes fatos acima citados, a angulação maior dos joelhos não seguiu o mesmo padrão, ficando os indivíduos fatigados com o maior grau de angulação, seguidos pelos que caminharam em grama longa e por fim os

indivíduos que caminharam com passos largos. Logo conclui-se que os indivíduos quando em estado de fadiga tende a aumentar o grau de flexão dos joelhos para procurar um melhor amortecimento dos impactos, uma vez que a musculatura já não está mais desempenhando 100% de seu papel nesta função.

Pode-se acessar também em Thomas e Derrick (2002), em estudo semelhante, onde analisaram “incerteza” da pisada de corredores em diferentes ambientes, utilizando para isso uma plataforma de força, acelerômetros e câmeras de alta velocidade. Os resultados apontam para o fato de que quando a iluminação é fraca, as magnitudes de impacto aumentam, assim como quando mudam a superfície de plana para irregular, nota-se aumento nas magnitudes. Em resumo, os autores acreditam que os corredores se adaptam à superfície irregular aumentando a flexão dos joelhos no momento do contato dos pés contra o solo, o que, de certa forma acomoda alterações não esperadas pelo corredor, sendo que a possibilidade de lesão provavelmente reside numa má adaptação a estes fatores.

Deste modo, mostra-se aqui o estudo de Voloshin (2004), onde o mesmo verificou a aceleração registrada em vários pontos do sistema musculoesquelético humano durante a deambulação, encontrando resultados para joelho, tornozelo e cabeça os quais podem ser observados no quadro 5.

Quadro 5 – Aceleração registrada em vários pontos do sistema musculoesquelético humano durante a deambulação.

Localização	Média (m/s²)	Média (g)
Tuberosidade da Tíbia	17,31	1,76
Côndilo medial do Fêmur	12,72	1,29
Fronte	5,67	0,57

Fonte: Voloshin (2004, p.534)

Em estudo conduzido por Derrick (2004), onde o mesmo fez uma série de testes para calcular os ângulos dos joelhos, o pico de aceleração e o pico de força de impacto em corredores, (o que pode ser observado na Tabela 1), concluiu que é duvidoso que o ângulo de ajuste de contato dos joelhos feitos sob diferentes condições tenham sido para aumento do desempenho, mas sim para reduzir o

potencial de lesão, o que entra em concordância com os autores pesquisados até o momento.

De acordo com o estudo supracitado estão Coventry et al. (2006), ao estudarem a aterrissagem realizada apenas com uma perna em atletas fatigados, afirmam os autores que encontrou-se resultados como a alteração da posição de aterrissagem para uma manutenção das cargas de impacto, de maneira que para este estudo, não houve diferenças significativas das cargas de impacto para os atletas em fadiga e sem fadiga.

Corroborando com os fatos supracitados pode-se acessar a Mcnitt-Gray (2004, p.417) onde o autor afirma que “A habilidade para controlar o pé e as características de tempo-força de reação podem ser comprometidas com a fadiga”. Desta maneira, muitos autores se fazem entender que a fadiga tem um papel preponderante no estudo das magnitudes de impacto, forças de reação e tarefas similares.

2.3.2 Reações do corpo humano frente a diversas frequências

Os estudos acerca das vibrações ocupacionais remontam a época de 1862, quando um médico francês chamado Maurice Raynaud estudou indivíduos expostos a vibrações de mão e braços. A partir daí os estudos relacionados à vibração e seus males para o corpo humano foram recebendo maior atenção, sendo que hoje, pode-se acessar certas normas que limitam o tempo de exposição de pessoas a determinados padrões de vibração, estas normas podem ser encontradas nas 2631-1 (1985), para a exposição de corpo inteiro e a ISO 5348 (1986) para a exposição de mãos e braços, Vendrame (2006), das quais se entrará em maiores detalhes posteriormente.

O termo vibração trata acerca de oscilações em um sistema mecânico que pode ser um objeto de metal, madeira ou mesmo o corpo humano. As vibrações são definidas pelo conteúdo de frequências e amplitudes. A frequência é definida em ciclos por unidade de tempo e a amplitude em unidade de deslocamento, velocidade ou aceleração (HAY e REID, 1985).

As vibrações podem ser verificadas de diversas maneiras, visualmente observando o movimento de balançar uma corda presa a um determinado ponto, o sistema de amortecimento de veículos automotores, etc., ou seja, um corpo que descreve um movimento oscilatório em torno de um ponto fixo está vibrando, e o

número de vezes em que um ciclo completo deste movimento se repete durante o período de um (01) segundo é chamado de frequência e, é representado por Hertz (Hz) (HAY e REID, 1985).

As vibrações e os impactos mecânicos podem causar lesões ao corpo humano, mas isto ainda carece de estudos que possam relatar com boa fidedignidade com relação ao tipo e como essa lesão possa ocorrer, assim como os mecanismos envolvidos neste complexo processo, uma vez que cada pessoa possui uma característica física diferente da outra em termos de vibração, impactos, amortecimentos, etc. Para o corpo humano as vibrações transmitidas ao corpo podem ser classificadas em dois tipos, as vibrações de corpo inteiro que são de baixa frequência e alta amplitude, estão dentro de uma faixa de 1-80Hz, mais especificamente de 1 a 20Hz, que podem ser consultadas na ISO 2631 e as **vibrações de extremidade** e também as mais estudadas, situam-se na faixa de 6,3 a 1250 Hz ocorrendo principalmente no trabalho com maquinário, sendo normatizadas pela ISO 5349 (GRIFFIN, 1998).

De acordo com a norma ISO 2631/1 (1985), pode-se observar basicamente três tipos de vibrações às quais o corpo humano está exposto:

- 1) vibrações transmitidas simultaneamente para toda a superfície corporal ou partes substanciais do corpo, que ocorrem quando ele é submetido à vibrações de intensidade média. Existem circunstâncias nas quais esse tipo de exposição é uma prática concernente, por exemplo, quando altas intensidades de som, água ou ar promovem vibrações ao corpo;
- 2) vibrações transmitidas para todo o corpo por meio da superfície de apoio de um homem em pé, os glúteos de um homem sentado ou a superfície de apoio de um homem reclinado. Esses tipos de vibrações são comuns em veículos, em construções e nas proximidades onde há máquinas trabalhando;
- 3) vibrações transmitidas em partes específicas do corpo como na cabeça, nas costas e nas mãos, por exemplo, por meio de pedais, de encosto de cabeça ou de uma larga variedade de ferramentas de força e aparelhos manuais.

Já para a ISO 5349 (1986), rege as normas de vibração mecânicas às mãos, ombros e braços de trabalhadores operadores de ferramentas manuais que

produzam tais vibrações. Nesta norma encontra-se dados da avaliação e controle do tempo de exposição á vibrações, as quais contribuem para a diminuição de vários distúrbios correlatos.

Segundo Vendrame (2006), ao tratar das freqüências de ressonância no corpo humano, relata que:

A vibração consiste em movimento inerente aos corpos dotados de massa e elasticidade. O corpo humano possui uma vibração natural. Se uma freqüência externa coincide com a freqüência natural do sistema, ocorre a ressonância, que implica em amplificação do movimento. A energia vibratória é absorvida pelo corpo, como conseqüência da atenuação promovida pelos tecidos e órgãos

Vendrame (2006) e Wells et al. (1983) relatam as diferentes freqüências com que o corpo reage diferentemente, deixando claro ainda que a sensibilidade de cada estrutura também varia com a freqüência. Algumas das freqüências que atingem o corpo humano podem ser visualizadas a seguir: cabeça 20-30Hz; ombro 4-5Hz; região torácica 50-100Hz; braço 16-30Hz; antebraço 5-10Hz; abdome 4-8Hz; perna estendida 20Hz e perna fletida 2Hz, conforme pode ser visualizado na Figura 1.

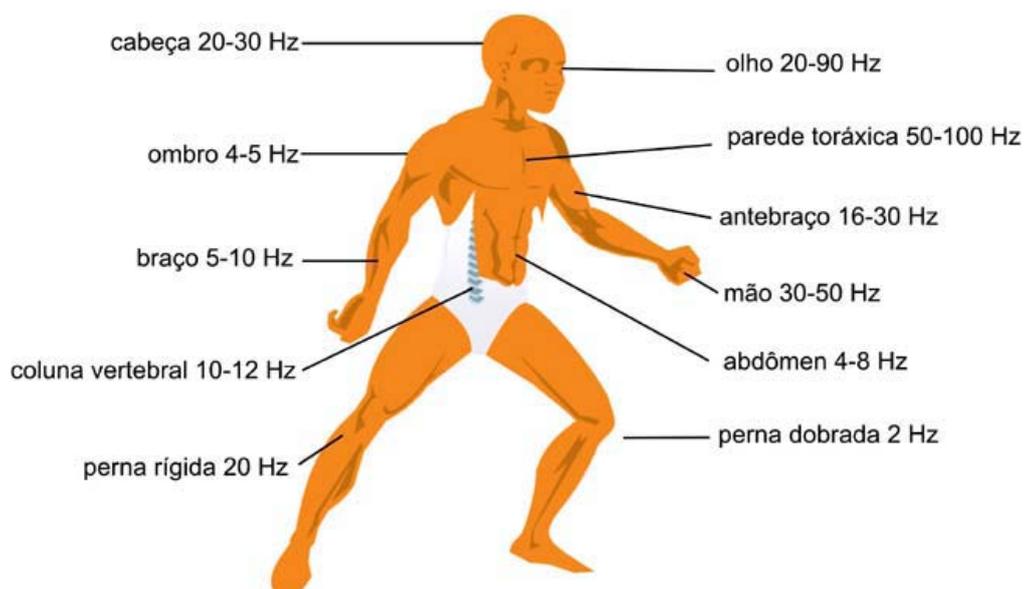


Figura 2 – Atuação das freqüências em determinadas partes do corpo humano (VENDRAME 2006, p.3).

No que tange estudos acerca da mensuração das magnitudes de impacto e da análise das frequências advindas destes eventos, Thomas e Derrick (2002) encontraram ao observar corredores em superfícies planas e irregulares valores que variam entre 10Hz para os testes realizados com superfície plana e de 20 a 40Hz para os testes realizados em superfície irregular.

Com relação aos efeitos que podem ser observados a partir de um nível de exposição alto a estas vibrações, apontam os autores que há perda do equilíbrio, falta de concentração, enjôo até gastrites e ulcerações, comprometimento de órgãos, degeneração do tecido muscular e nervoso especialmente para os submetidos a vibrações localizadas de corpo inteiro (LUNDSTÖM e HOLMLUND, 1998).

Muito se pode acessar com relação à vibração de corpo inteiro, mas o que está sendo demonstrado neste estudo são vibrações ocupacionais específicas de curta duração. Os estudos demonstram resultados para longos períodos de exposição a vibrações, sendo que o que ocorre durante as aulas ministradas pelos professores são vários impactos repetitivos e curtíssima duração (0,001s) a (0,1s).

Por isso, o único critério encontrado nesse sentido e que se pode tomar como referência para este estudo, mesmo que um pouco antigo, é o citado por Macaulay (1987), conforme representado na Figura 3.

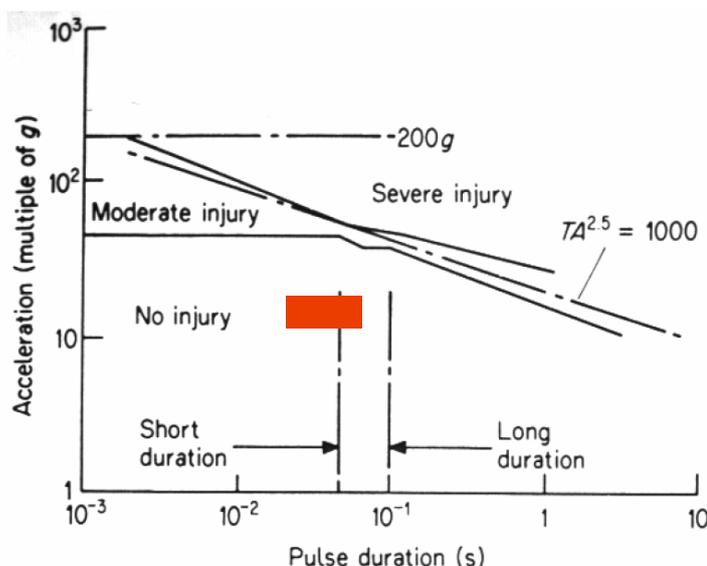


Figura 3 – Tolerância do corpo inteiro à vibração.

Fonte: Macaulay (1987, p.206 – Fig. 10.2)

A Figura 2 apresenta um critério que 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 no sentido 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, conforme mostra a figura 2, sendo uma região de curta duração para tempos inferiores e em torno de 0,001 a 0,01 s; uma região de longa duração para tempos maiores que 0,1 s; e uma região intermediária (SANTOS, 2003, p.19).

Na Figura 2 pode-se observar uma escala que foi criada para verificar regiões de não ocorrência, de probabilidade moderada e severa de lesão, onde se pode observar uma escala de aceleração por tempo de impacto, pois em eventos transitórios a lesão advinda dos impactos está diretamente ligada ao tempo de duração do evento.

2.4 Lesões *versus* Impactos: estudos realizados

Mesmo que ainda não seja claro o entendimento das causas e da natureza dos danos relacionados à prática de esportes, a crença de que a exposição repetitiva aos impactos pode induzir ao dano tem indicado um considerável interesse por parte de pesquisadores em biomecânica do esporte, como Gerberich et al. (1987), Caster (1996), Zhang (1996), James (1996), Costa (2000), Orendurff (1997), Lockwood (1997), Crossley et al. (1998), Mercer (1999), Santos (2003), Santos et al. (2005), entre outros.

De maneira geral, qualquer tipo de impacto advindo dos esportes são eventos caracterizados pela ocorrência de forças com rápida desaceleração, isto é, forças impactantes, por exemplo, os impactos sofridos nos saltos de voleibol, nos arremessos com saltos no basquetebol, nas quedas do judô, entre outros.

A extensão do dano em eventos transitórios depende da aceleração. Se o tempo de exposição ao impacto é curto, os limites de tolerância aumentam e se o tempo de exposição diminui até centésimos ou milésimos de um segundo, a

resposta se torna mais e mais limitada e localizada no ponto de aplicação da força (SANTOS, 2003).

Muitos pesquisadores têm apresentado os prejuízos causados aos atletas, provenientes da repetitividade da prática, bem como, a somatória dos impactos ao organismo em função desta repetitividade.

Serra (1993) comparou a força de reação do solo na projeção da técnica “Ippon-Soi-Nague” no Judô, entre judocas experientes e judocas iniciantes. Os oitos pares de judocas, sendo quatro pares experientes e quatro iniciantes, executaram a técnica sobre uma plataforma de força Kistler modelo 9261A. Os resultados indicaram que os judocas experientes apresentaram maiores magnitudes nas forças de reação quando comparados com os não experientes.

Caster (1996) realizou um estudo com o objetivo de avaliar as extremidades dos membros inferiores (joelhos e pés) durante a finalização de uma aterrissagem (impacto) e durante a preparação (flexão dos joelhos) de um salto vertical subsequente. Por meio de análise cinética e cinemática comparou a performance de um grupo de atletas com um grupo de não atletas. Os resultados demonstraram que em ambos os grupos houve uma maior força de impacto no final da aterrissagem do que na preparação para o salto vertical. Ao se comparar o ângulo final da articulação para a performance do salto, os atletas apresentaram uma máxima extensão, enquanto que os não atletas apresentaram, na articulação, a influência da solicitação muscular usada na aterrissagem, opondo-se ao movimento otimizado para o desempenho do salto.

Zhang (1996) investigou os mecanismos musculares e mecânicos das articulações do joelho e tornozelo de atletas, durante diferentes tipos de saltos em diferentes alturas, para explicar e justificar as causas de lesões nos joelhos, resultante dos impactos das aterrissagens dos saltos. Os dados indicaram que a energia transportada via músculo com inserção biarticular partem da parte distal para a proximal durante a queda e isso é devido à seqüência “de transporte” das ondas mecânicas, que acontecem em intervalos de milissegundos, transportando forças dos músculos gastrocnêmio e reto-femural em direção ascendente.

Dufek e Zhang (1996) realizaram um estudo longitudinal para avaliar e acompanhar o desempenho dos membros inferiores durante a queda em jogadores de voleibol de elite. Participaram sete jogadoras em três sessões de coleta de dados, ocorridas pré, pós e fora da temporada de campeonatos. Os

dados foram coletados durante a execução do bloqueio em duas plataformas de força e com suporte da cinemetria. Os resultados demonstraram que as taxas nas mudanças na articulação do joelho cometidas por repetidos movimentos, sugeriram uma mudança na performance de queda quando comparado o pré, pós e fora da temporada.

James (1996) investigou os efeitos do uso excessivo nas baixas extremidades propensas a lesões e a dificuldade da tarefa na variabilidade articular cinética. Os sujeitos saltavam sobre uma plataforma de força em três alturas, sendo 50, 100 e 200% do salto vertical máximo de cada sujeito. Concluiu que quanto maior é a dificuldade da tarefa (maiores alturas), maior propensão à variabilidade de forças e impactos nas articulações, ficando o sujeito exposto a lesões por uso excessivo.

No entanto, Sidthilaw (1997) determinou as características cinéticas e cinemáticas de um chute no “Thai Boxing”. Para as medidas das variáveis cinéticas de pico de força e impulso, um acelerômetro triaxial foi colocado no cinto do atleta e para as medidas cinemáticas foram utilizadas três câmeras operando com 120 quadros por segundo, para obter a velocidade angular do joelho, perna e pé projetado no plano horizontal. Na comparação dos chutes de diferentes alturas, a altura média gerou o maior pico de força e impulso, enquanto na altura máxima envolveu uma menor força e impulso. A quantidade de pico e impulso foi diretamente relacionada com a velocidade final do tornozelo ($r=0,86$ e $r=0,79$, respectivamente), mas não tiveram relação significativa com a força da perna. Os dados revelam que a força gerada por um chute no “Thai Boxing” pode facilmente causar prejuízos neurológicos, fraturas no crânio, fraturas nos ossos faciais e fraturas nas costelas.

Dentro do âmbito do estudo das lesões ósseas, pode-se citar Carter e Hayes (1976), onde os autores afirmam que as fraturas ósseas podem ser parciais ou completas, e que normalmente acontecem por esforços repetitivos ou por algum tipo de episódio mais violento. Em seu estudo, ao analisarem ossos de bois (*in vitro*). Explicam ainda os autores que existem algumas semelhanças nos ossos dos bovinos, comparados com os ossos dos humanos no que tange a densidade, morfologia e aparência, assim como os resultados advindos dos testes mecânicos aplicados a ambos são muito próximos.

Ainda, Carter e Hayes (1976) continuam em sua pesquisa afirmam que microlesões ósseas podem se advindas de mudanças fisiológicas, de maneira que durante uma reestruturação óssea, os ossos tendem a ficar mais susceptíveis à estes tipos de microlesão, e por conseguinte a uma fratura visível. Por fim, os autores concluem dizendo que as alterações mecânicas (impactos), condizem com a hipótese formulada de que os impactos não são apenas ruins, mas também auxiliam no processo de remodelagem óssea.

Mercer (1999) realizou um estudo com o objetivo de determinar o efeito da fadiga na atenuação do choque de impacto de corredores durante a corrida, pois, o impacto do pé no chão, resulta em uma desaceleração dos membros inferiores que é transmitida através do corpo à cabeça. Foram colocados acelerômetros, um na testa e outro na parte distal da tíbia, em dois grupos de 10 sujeitos comparados à atenuação do choque na corrida, após os grupos terem realizado protocolos específicos para fadigar o corpo como um todo e apenas os quadríceps. Os resultados demonstraram que nos sujeitos mais fadigados a atenuação no choque aumentou na cabeça e reduziu nas pernas. Concluiu que, quando o corredor está fadigado, ocorre uma menor atenuação do choque, ou seja, o choque recebido ao nível da cabeça é maior quando comparado ao corredor não fadigado.

Com relação à atenuação de choque, Taylor (1998) realizou um estudo com o objetivo de verificar o efeito da fadiga sobre a estrutura óssea e os possíveis aumentos de microlesões. A partir de seu estudo, conseguiu determinar fórmulas para calcular o aumento de microlesões ósseas advindas de impactos repetitivos, baseado em materiais de diferentes texturas. É possível verificar que as microlesões não avançam em determinados níveis de impactos e também do tamanho da lesão.

Panda (2001) verificou as influências dos tipos de passos do “*step training*” sobre a força de reação no solo, mediante a execução de dois diferentes passos em duas plataformas de força desenvolvidas por Roesler (1997), dispostas de forma que a plataforma superior teve a altura de 15 cm maior que a plataforma inferior. Os valores mais elevados no pico de força vertical ocorreram nos passos considerados como mais intenso (“*power*” avanço, “*power*” salto e “*power*” corrida) e na plataforma inferior, sendo: 1,72 PC; 2,15 PC e 2,04 PC, respectivamente.

Zhang et. al. (2000) pesquisaram sobre as contribuições das extremidades inferiores acerca da dissipação de energia durante a aterrissagem, afirmam que as aterrissagens em diversos esportes de caráter repetitivo, são violentos por natureza, o que corrobora com os autores supracitados no que tange a uma maior predisposição à lesão.

Parece importante citar que, apesar de raras, as fraturas por estresse comumente resultam de “estresse repetitivo, alteração na força de reação (ou seja, quando se muda durante a corrida de uma superfície para outra) e a carga óssea aumentada devido à fadiga muscular ou desconsideração da dor, etc.” (VOLOSHIN, 2004, p. 455).

Moran e Marshall (2006), Light et al. (1980), Voloshin et al. (1998), dentre outros autores afirmam que o corpo pode atingir uma magnitude de impacto e acelerações mais altas no contato com o solo quando fatigadas, de maneira que concordam no fato de o sistema músculo-esquelético ter uma capacidade menor de atenuação e dissipação dos impactos advindos das ondas de choque durante o contato dos pés com o solo.

Os músculos, quando fatigados tem menor capacidade de absorção de impacto, dissipação de energia e por conseqüência de proteger os ossos contra as sobrecargas causadas pelo impacto, isso pode ser uma fonte de fratura por estresse, ou em menores casos, apenas o acúmulo de lesões (VOLOSHIN, 1998; MORAN e MARSHALL, 2006). Com relação ao efeito da fadiga muscular Voloshin et al. (1998), realizaram testes com homens saudáveis corredores recreativos, os quais correram já fatigados (após executarem um protocolo específico para tal), observaram-se resultados significativamente maiores em relação aos que correram sem estarem fatigados, ou seja, os fatigados tiveram um aumento das magnitudes de impacto de 60% na região sacra nos primeiros 30 minutos de corrida.

Já Moran e Marshall (2006) em estudo semelhante, só que observando os saltos pliométricos de 30 e 50 cm de altura, encontraram diferença significativa para os participantes da pesquisa nos 30 cm, não obtendo o mesmo resultado para os 50 centímetros. Com efeito, na altura de 30 cm, os participantes fatigados tiveram maior carga de impacto na tibia com relação aos não fatigados.

Outro fator que se considera importante nos estudos das forças de impacto é acerca da percepção das cargas de impacto. Essa percepção da severidade do

impacto com o solo parece ser uma resposta adaptativa do corpo humano para se proteger contra altos picos de impacto e sobrecarga crônica (LAKE e LAFORTUNE, 1998). No estudo de Lake e Lafortune (1998) acerca da percepção das magnitudes de impactos de atletas de voleibol em diferentes tipos de pisos e alturas, utilizando filmagem com câmeras de 200Hz, um acelerômetro uniaxial (EGA-100D) para a tíbia e um biaxial (EGA2-C-50D) na cabeça, além de plataformas de força e eletromiografia, chegaram a conclusão que a pré-ativação muscular dos indivíduos na queda é influenciada pelo tipo de material no qual vão aterrissar, o que aumenta ou atenua as cargas de impacto, aumentando ou diminuindo as chances de lesão.

Alguns corredores entram com contato com o solo em torno de 600 vezes por quilômetro, sendo que a força de reação do solo pode chegar de duas a quatro vezes o peso corporal (CAVANAGH e LAFORTUNE, 1980).

Com relação aos saltos, Pappas et al. (2007) afirmam que dois terços das lesões do ligamento cruzado anterior tem maior incidência em eventos do tipo aterrissagens de saltos, e não por esportes de contato.

Grimston et. al. (1991; 1994), em estudo sobre as forças de reação do solo em corredores com passado de fratura por estresse em comparação com corredores sem fratura da tíbia, evidenciaram que estas forças podem ser as causadores de fratura por stress em corredores de longa distância, encontrando resultados significativos para corredores com e sem histórico de fratura. Há que ressaltar que os estudos de Grimston foram realizados separadamente e com amostras diferentes. Em contrapartida o estudo semelhante de Crossley et. al. (1998), não revelou diferenças significativas para o grupo de corredores com histórico de fratura por stress *versus* corredores sem histórico de fratura. Ambos os estudos utilizaram plataformas de força.

Também se estuda a diferença na cinemática e cinética das extremidades inferiores com relação à absorção de energia em homens e mulheres, dentre eles, pode-se citar estudos como os de Pappas et al. (2007), Decker et al. (2003); Arendt e Dick (1995); Ferreti et al. (1992) e DeVita e Skelly, (1992).

Arendt e Dick (1995), ao estudarem a incidência de lesões em homens e mulheres universitários, jogadores de voleibol e futebol, encontraram uma maior incidência de lesões em mulheres e principalmente na região dos joelhos sendo as mais comuns, as que atingem o ligamento cruzado anterior, encontrando como

possíveis causas desse maior índice a força muscular, o movimento corporal, tipo de superfície e nível de habilidade. Resultado parecido pode ser observado em Ferreti et al. (1992), onde os autores também encontraram maior incidência de lesões em mulheres atletas de voleibol comparado com os homens, sendo o mecanismo de lesão apontado como principal causador a aterrissagem após o salto do fundamento do ataque.

Já Decker et al. (2003), utilizando cinemática e plataforma de força, tendo como grupo de estudo atletas recreativos de voleibol e basquetebol de ambos os sexos encontraram diferenças no contato inicial das atletas com o solo, sendo que as mesmas possuem uma postura mais ereta, o que aumenta os picos de impacto pelo fato de obterem um menor amortecimento. Em contrapartida, mesmo apresentando a postura mais ereta ao contato com o solo, os valores de pico de impacto não diferiram significativamente dos grupos masculino e feminino. Para explicar essa diferença, os autores encontraram que existe uma compensação feita pelas mulheres no que tange a musculatura plantar-flexora dos tornozelos.

Apesar das mulheres escolherem uma técnica de aterrissagem diferente da dos homens, adotando uma postura mais ereta e uma técnica onde se dissipa mais energia na região da musculatura (plantar-flexora) dos tornozelos, como uma forma de compensação pela postura “errônea”, é necessário esclarecer que mesmo não obtendo uma diferença significativa para os impactos, quando em fadiga, esta (ou qualquer outra musculatura) tem menor capacidade de absorção de choque, o que pode justificar a maior incidência de lesões em mulheres (DECKER et al., 2003).

Concordando com os autores supracitados, Pappas et al. (2007), quando afirmam que as atletas femininas são substancialmente mais suscetíveis à lesões agudas pelas aterrissagens provenientes dos saltos em comparação com homens. Os autores ainda alertam que a aterrissagem em uma ou duas pernas é fundamental para o mecanismo de amortecimento, uma vez que a aterrissagem em uma perna apenas diminui a base de apoio, aumentando a necessidade de trabalho da musculatura de apenas uma extremidade para dissipar a energia advinda deste impacto.

Dentre os resultados encontrados por Pappas et al. (2007), pode-se acessar que as mulheres (mesmo com menor altura e massa corporal) obtiveram maior força de reação vertical do solo (2,5 vezes o peso corporal para os homens

e 3,5 vezes o peso corporal para as mulheres). Há que ressaltar que os testes foram realizados com plataformas de força, dentre outros métodos cinemáticos e as quedas foram realizadas a 40 centímetros do solo para ambos os sexos.

Um estudo realizado por Hass et al. (2005), os autores estudaram a biomecânica da aterrissagem de garotas pré e pós púberes sendo um grupo entre 8 e 11 anos de idade e outro de 18 a 25 anos. As participantes foram instruídas realizarem cinco saltos caindo apenas em uma perna, no caso, a dominante, sendo os saltos verticais, laterais e estáticos, para tal, foram utilizadas filmagens e plataforma de força. Na parte da cinemática, as adolescentes de 8 a 11 anos possuem uma aterrissagem com 4,5° a mais que as jovens de 18 a 25 anos, assim como obtiveram maiores resultados de força de reação do solo para os saltos vertical, lateral e estático, concluindo assim que as jovens pré-púbere são mais propensas à lesões que as jovens de maior idade.

Já McNitt-Gray (2004) realizou estudo com relação à queda (aterrissagem) em uma ou duas pernas, já que se somente uma perna for utilizada para a aterrissagem como em um salto em distância, por exemplo, a carga experimentada pelo sistema musculoesquelético pode chegar a mais de nove vezes o peso corporal. O autor segue explicando que “Em uma sessão de treinamento (de salto triplo), temporada ou carreira, o grau de carga assimétrica acumula-se e pode produzir diferentes padrões de lesão entre as pernas” (IBID. p.418).

2.5 Recuperação fisiológica

Ao se tratar de recuperação fisiológica, pretende-se explicar basicamente sobre alguns fatores que possam contribuir para a fadiga durante a ministração das aulas de *Body Combat*, de maneira que não se pretende esgotar este amplo e complexo assunto, que até os dias atuais demonstra avanços pela ciência da fisiologia e afins.

Antes de se adentra aos assuntos dos intervalos, recuperação fisiológica e fadiga, há que salientar que uma aula de *Body Combat*, com seus 50 a 60 minutos utiliza como principais fontes energéticas, o fosfato, o lactato e o sistema aeróbio.

Inicialmente, torna-se importante salientar que existem dois tipos de recuperação, uma ativa e outra passiva. Por método ativo entende-se todas as

medidas, que na primeira fase depois da carga, levam, de forma ativa, a uma recuperação e restabelecimento o mais rápido e completo possível, de maneira que o tempo de recuperação por este método pode chegar a um terço do tempo do método passivo.

Em se falando de métodos de recuperação, pode-se afirmar que o método passivo, segundo Weineck (1999), consiste em medidas como massagens, calor, frio, acupuntura, entre outros, de maneira que o repouso completo é o principal meio fisiológico de restauração da capacidade de trabalho. Nesse ínterim, os atletas necessitam de 9 a 10 horas de sono, sendo que 80 a 90% dessas horas à noite, procurando seguir uma programação rígida, deitando-se antes das 22h30min horas.

Este fato se dá, pois durante o sono, o cérebro experimenta uma inibição protetora que favorece a regeneração de suas células. Os metabólitos acumulados durante as atividades são eliminados, o que funciona como uma proteção do cérebro contra uma sobrecarga (WEINECK, 1999).

Com efeito, Bompa (2002), cita alguns fatores que podem influenciar no processo da fadiga muscular. Os fatores são:

- a) **A idade**, pois após os 25 anos de idade, o tempo de recuperação se torna cada vez maior; a experiência, já que a mesma provê uma recuperação fisiológica muito veloz, além de uma maior destreza na execução dos movimentos;
- b) **O sexo**, pois os homens têm uma recuperação mais rápida que as mulheres; fatores ambientais como temperatura, altitude, entre outro;
- c) **O tipo de fibra muscular** uma vez que as fibras de contração rápida tendem a se cansar mais rapidamente que as fibras de contração lenta, em função das suas especificidades; o tipo de exercício, se aeróbio ou anaeróbio, por exemplo, um atleta de 100 m se recuperará mais rápido que um atleta de 5000 m;
- d) **A disponibilidade de nutrientes**, já que uma alimentação balanceada em vitaminas e mineral se torna indispensável para uma boa recuperação e abastecimento energético das células.

Deste modo, encontra-se em Gomes (2002, p.83) que "... os tempos de recuperação das reservas energéticas do organismo dependem da intensidade da intensidade de seu consumo durante a execução do exercício, do grau de treino do atleta, das particularidades individuais do organismo".

Em relação aos descansos ativo e passivo, afirma Gomes (2002, p.84) que a “... capacidade de trabalho não é assegurada pelo descanso passivo, mas pela passagem a outro tipo de atividade, pela inclusão de outros grupos de músculos que antes não estavam envolvidos na atividade, ou seja, pelo descanso ativo”.

No que tange o processo de recuperação e corroborando com o autor supracitado Weineck (2000, p. 451) afirma que “por recuperação ativa, entende-se todas as medidas, que na primeira fase depois da carga, levam, de forma ativa, a uma recuperação e restabelecimento o mais rápido e completo possível.” O autor ainda coloca que o tempo de eliminação do lactato, na recuperação ativa, é cerca de um terço menor que na recuperação passiva, levando a acreditar que esse tipo de recuperação é a que melhor tem resultados, ou seja, ela otimiza o processo de recuperação.

Deste modo, salienta-se Weineck (1999), onde afirma o autor que existem quatro tipos de recuperação, sendo elas:

- a) **Durante a atividade esportiva** - refere-se à parte anaeróbica, com a redução do tempo de trabalho e interrupção da atividade, e à aeróbica, alternando entre cargas de média intensidade e grande resistência, provendo tempo suficiente para a recuperação do estoque de ATP;
- b) **Após a final da atividade** – acontece principalmente nos exercícios de duração curta e de alta intensidade, de maneira que os estoques de ATP ocorrem logo ao final da atividade física;
- c) **Efeitos prolongados** – quando isso acontece, há uma queda do estoque de glicogênio do fígado e dos músculos, ocorrendo um desequilíbrio protéico, o que requer, dependendo do atleta, horas ou mesmo dias para recuperar-se;
- d) **Após atividades crônicas** – acontece quando ocorrem atividades freqüentes, realizadas sem uma alternância entre as atividades (repouso), o que leva o organismo a um estado de fadiga crônica que, por conseguinte leva a uma queda do desempenho.

A partir do material didático do *Body Combat*, encontra-se dados sobre os intervalos de recuperação que afirmam estar “situados em momento específicos da estrutura da aula, as músicas provêm recuperação cardiorrespiratória de intervalos de intensidade mais altos e resistência muscular” (MILLS, 2002, p.86).

Já Gomes (2002) afirma que logo após a execução do exercício, no organismo se inicia, as mudanças oriundas da atividade realizada nos diversos

sistemas funcionais, o que pode ser entendido por recuperação, sendo que este processo apresenta um caráter que pode ser dividido em duas fases, uma de recuperação imediata, e outra de recuperação lenta.

A primeira fase, referente a fase de recuperação imediata, a qual acontece logo nos primeiros minutos que se encerra o exercício e se caracteriza pelo ritmo alto de reações recuperativas, onde se eliminam os produtos advindos dos processos anaeróbios acumulados durante a execução do exercício, sendo que a maior parte deste débito se recompõem nos dois ou três primeiros minutos. A segunda fase, que se refere a recuperação lenta pode levar muitas horas de descanso dependendo do tipo e caráter o exercício realizado. Esta fase se caracteriza pela restauração do equilíbrio iônico e endócrino no organismo, também os processos de restituição de proteína entram nesse processo.

Deste modo, continua o autor supracitado, informando que essas fases de recuperação se dão em cinco tipos de intervalos de descanso, sendo eles: Intervalo rígido de descanso, intervalo curto de descanso, intervalo completo de descanso (ordinário), intervalo supercompensatório e intervalo prolongado de descanso.

Intervalo rígido de descanso – pressupõe que uma parte da carga de trabalho influencia consideravelmente na redução da capacidade de trabalho a qual se relaciona com a primeira fase do período de recuperação. Este tipo de intervalo leva ao desenvolvimento da fadiga (GOMES, 2002);

Intervalo curto de descanso – pressupõe que uma parte da carga de trabalho retorna à segunda fase do período de recuperação, ou seja, a capacidade de trabalho ainda não se restabeleceu e pode levar à fadiga em progressão, de maneira que já é mais eficiente que no primeiro caso, permitindo realizar um volume de trabalho bastante maior (GOMES, 2002);

Intervalo completo de descanso (ordinário) – permite a recuperação completa ou ao menos quase completa, esse intervalo permite utilizar a carga repetida com o estado relativamente estável do praticante da atividade em questão (GOMES, 2002);

Intervalo supercompensatório – a duração do descanso assegura a supercompensação e das fontes energéticas, assim permite retomar a capacidade quase máxima de trabalho (GOMES, 2002);

Intervalo prolongado de descanso – pressupõe uma recuperação completa, o que deve levar ao nível inicial da capacidade de trabalho, de maneira que se o descanso for demasiado prolongado, poderá surgir mudanças que podem implicar na redução da capacidade de trabalho (GOMES, 2002).

Por fim, referenda Gomes (2002, apud Volkov 1989) que a supercompensação das reservas intramusculares de glicogênio, ocorrem dentro de 3 a 4 horas de descanso com estimativa de término de 12 horas após o final do trabalho. Já um trabalho de potência moderado com duração média ou longa, a supercompensação acontece dentro de 12 horas e pode se estender de 48 a 72 horas.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Característica da pesquisa

Este estudo caracterizou-se quanto à natureza, como pesquisa aplicada, pois objetivou gerar conhecimentos para aplicação prática e dirigidos à solução de problemas específicos, ou seja, os resultados devem ser aplicados ou utilizados, imediatamente, na solução de problemas que ocorrem na realidade (SANTOS, 2007c).

Quanto ao problema, uma pesquisa quantitativa, pois considerou-se que tudo pode ser quantificado, o que significa traduzir em números informações para classificá-las e analisá-las e utilizou de técnicas estatísticas para análises dos dados coletados (SANTOS, 2007c).

De acordo com os propósitos desta pesquisa e de acordo com os objetivos da mesma, este estudo caracterizou-se como uma pesquisa exploratória, realizada em laboratório com a instrumentação que permitiu medir as magnitudes dos impactos gerados pelo movimento do *Jump Kick*, utilizado nas aulas do método *Body Combat*.

Entende-se por estudos exploratórios, os que permitem ao pesquisador definir o problema de sua pesquisa e formular hipóteses com boa eficácia, de maneira que também permite ao investigador escolher as melhores técnicas e métodos para conduzir sua pesquisa e tomar decisões necessárias para enfatizar e detalhar melhor seu objeto de estudo, de maneira que ainda pode alertá-lo de dificuldades em potencial que podem advir na condução do estudo (PIOVESAN e TEMPORINI, 1995)

3.2 Sujeitos da Pesquisa

Participaram da pesquisa oito professores de *Body Combat* da cidade de Florianópolis-SC, que se propuseram a participar desta pesquisa, sendo cinco homens e três mulheres, cujas características em termos de idade, estatura, idade e tempo de prática estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Características dos professores de *Body Combat* quanto à idade, estatura, massa corporal e tempo de prática.

Variáveis	\bar{x} S	CV
Idade (anos)	27,3±6,5	23,78
Estatura (cm)	171,0±6,12	3,57
Massa corporal (kg)	68,38±9,04	13,23
Tempo de prática (meses)	45±30,33	67,42

Dos oito professores participantes do estudo, sendo entre eles cinco homens e três mulheres, apresentaram média de idade de 27,3±6,5 anos, considerado de acordo com a tabela de Gomes (1990) como um grupo de alta variabilidade (CV = 23,78%); com relação a altura, o grupo apresentou média de 171±6,12 cm e CV = 3,57%, considerado assim como um grupo homogêneo; quanto a média de peso de 68,38±9,04 Kg com CV de 13,23%, considerado como média variabilidade. Quanto ao tempo de prática no método do *Body Combat*, o grupo apresentou média de 45±30,33 meses, sendo um grupo com uma variabilidade muito alta (CV = 67,42%).

3.3 Instrumentos de medida

Para esta pesquisa, foram utilizados três instrumentos:

- 1) Uma filmadora com capacidade de 30 quadros por segundo, para diagnosticar o número, a frequência, o intervalo de repetições do movimento *Jump Kick* e também o número de saltos realizados em uma sessão de ginástica.
- 2) Uma ficha para coletar os dados obtidos via filmagens das aulas;
- 3) Uma entrevista semi-estruturada, construída especificamente para este estudo, a qual passou pelo processo para torná-la um instrumento cientificamente utilizável da seguinte forma:

- a) Clareza – realizada com dez professores que ministram aulas de *Body System*, para a qual obteve-se um índice de 95%;
 - b) Validade de conteúdo – foi avaliada por quatro profissionais da área de Educação Física, sendo três doutores e um mestre. Após as devidas correções de acordo com as sugestões dos professores, a escala foi considerada 100% válida;
 - c) A fidedignidade – foi realizada através do método do teste e “reteste”, com 9 professores, onde se aplicou a entrevista individualmente com o intervalo de pelo menos sete dias obtendo-se um índice de 100%.
- 4) Uma balança digital de marca Toledo modelo 2096 PP com capacidade máxima de carga de 150 Kg e mínima de 1,25 Kg e sensibilidade de 50 gramas.
- 5) Para as medidas de estatura, foi utilizado um antropômetro de marca CESCORF, com 2000 mm; base composta de 5 segmentos acopláveis de 500 mm. Suas dimensões permitem que sejam feitas montagens de 500, 1000, 1500 e 2000 mm de comprimento, tendo o peso de 885 gramas e graduação milimétrica.
- 6) Para medir os impactos e vibrações resultantes das colisões dos membros inferiores (joelhos e tornozelos) dos professores com o piso, foi usado um acelerômetro triaxial do tipo 4321, da Brüel & Kjaer confeccionado de titânio, com dimensões de 28,6 x 28,6 x 17 mm, com capacidade máxima de choque de 10000m/s² ou 1000g massa de 56,1g e frequência natural de 40 kHz (Figura 4).



Figura 4 – Acelerômetro Triaxial do tipo 4321, da Brüel & Kjaer.

Os sinais advindos do acelerômetro (mV/s) nas três direções (x – antero-posterior; y – látero-lateral; e z - vertical) passaram para pré-amplificadores da Brüel & Kjaer do tipo 2635 para os eixos x e y e modelo 2626 para o eixo z (Figura 5), e foram captados por um módulo condicionador de sinais MCS1000 Lynxs[®], composto por 16 canais de até + 10V seguido de um conversor analógico digital (AD), sendo armazenados em um computador do modelo Pentium 4 com

processador de 3.00 GHz, 1Gb de memória RAM, possuindo o sistema operacional Microsoft Windows XP Professional SP2, versão 2002 (Figura 6).



Figura 5 – Pré-amplificador



Figura 6 – Módulo Condicionador de Sinais, conversor AD e computador

3.4 Coleta de dados

A aplicação da entrevista e a realização das filmagens foram coletados nos locais de aulas dos professores, com agendamento prévio e algumas no Laboratório de Biomecânica do Centro de Desportos da Universidade Federal de Santa Catarina, antecedendo as coletas via acelerometria.

Os dados via acelerometria foram coletados no Laboratório de Biomecânica do Centro de Desportos da Universidade Federal de Santa Catarina, também com agendamento prévio.

3.5 Procedimentos para a coleta dos dados

A partir do atendimento das exigências legais conforme o que dispõem as Resoluções 196 e 251, de 07/08/97 do Conselho Nacional da Saúde (análise do Comitê de Ética da Universidade Federal de Santa Catarina – Processo 008/07 aprovado em 26/03/2007), bem como a assinatura dos professores em um termo de consentimento livre e esclarecido informado, os dados foram coletados, de acordo com as especificidades, da seguinte forma:

- a aplicação da entrevista foi efetuada em local e hora agendados previamente pelos professores;
- a filmagem foi realizada durante uma sessão de aula, também agendada previamente, sendo que, a câmara foi posicionada em um local da sala que permita a visualização do professor;

- as medidas das magnitudes de impacto, pelo fato de só se ter um acelerômetro triaxial, as medidas foram realizadas individualmente sem música e realizadas em seqüência com intervalo de 30 segundos entre os saltos. O acelerômetro foi fixado no joelho (sobre a articulação tibio-femural) e no tornozelo (logo acima do maléolo lateral da tíbia) da perna de impulsão. A fixação do acelerômetro e dos cabos foi efetuada com fita elástica de tal modo que permita o livre movimento do professor para a realização do movimento do *Jump Kick*, porém pressionada de forma que minimizasse a oscilação entre o acelerômetro e a pele.

- a partir da filmagem da execução técnica do movimento do *Jump Kick* realizado por um dos professores voluntários, filmado pelo autor deste trabalho no momento da coleta de dados via acelerometria, e auxiliado por voluntários do Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina, mediante autorização prévia de um dos professores(as), montou-se uma seqüência de quadros com as fases do chute para sua melhor compreensão e visualização, disposto na Figura 6 em 13 quadros distintos.



Figura 7 – Seqüência dos movimentos do *Jump Kick*, a partir da fase de preparação do chute até a fase de retorno.

A posição inicial para a realização do *Jump Kick* acontece com a perna que executa o chute à frente e a perna de queda atrás. Em seguida, vem a fase de deslocamento, onde a perna de queda dá a impulsão necessária para a próxima fase, que é a fase de voo e o chute em si. Neste momento, ocorre uma troca de posição das pernas, onde a perna que está à frente (perna de impulsão) vai para trás, de maneira que a perna que estava atrás passa a frente e executa o chute. Simultaneamente ao chute vem a fase de aterrissagem, onde o professor toca o

solo com os artelhos (normalmente) e em seguida com o restante do pé, “soltando” seu peso em uma perna apenas, momento este em que a perna de chute vai à frente, encontrando o solo e finalizando o movimento, auxiliando o corpo numa “frenagem” a retornar à posição inicial para a execução de um novo chute.

Desta maneira observa-se que para a aterrissagem da técnica do *Jump Kick*, o objetivo é aterrissar para realizar uma nova tarefa e o “pouso” acontece com apenas um dos membros inferiores.

3.6 Tratamento dos dados

Os dados obtidos mediante a aplicação da entrevista semi-estrutura e as filmagens foram tabulados nos programas Microsoft Word e Excel versão 2002, para posterior análise e discussão dos dados.

Os sinais obtidos via acelerometria passaram por pré amplificadores e foram processados pelo programa de Aquisição de Sinais AqDados 7.02 (ver modelo Figura 7), e ainda, analisado pelo programa de análise AqDAnalysis 7, o qual fornece os dados de aceleração (na coluna vertical em mV), os dados do tempo de impacto (na coluna horizontal em ms) e os dados referentes ao pico de impacto (variação do gráfico entre as duas grandezas supracitadas), de onde os dados foram tabulados em uma planilha do programa Microsoft Excel versão 2002, para melhor organização e compreensão dos mesmos, sendo realizada a correção pelos fatores de pré-amplificação específico para cada eixo, definidos de acordo com a especificidade do salto de cada professor, e divididos por $9,81\text{m/s}^2$ para serem transformados então em unidades de aceleração da gravidade (g).

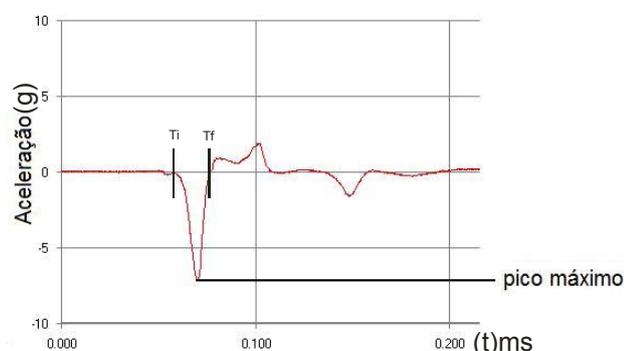


Figura 8 – Exemplo do critério adotado para obter o valor do pico máximo em cada eixo a partir do programa AqDados 7.02.

3.7 Tratamento estatístico

Os dados foram tratados respeitando as variáveis do estudo sendo que:

- para verificar as características tanto físicas quanto profissionais dos professores de *Body Combat*, bem como as questões inerentes à prática dos mesmos, foi utilizada a estatística descritiva em termos de média, desvio padrão, mínimo, máximo e coeficiente de variação.

- para identificar e comparar as magnitudes e os tempos de impacto entre as articulações dos membros inferiores (tornozelos e joelhos), também foi utilizada a estatística descritiva bem como a aplicação da ANOVA *two way*;

- Para verificar a relação das magnitudes de impacto advindas da técnica do *Jump Kick*, tanto do joelho quanto do tornozelo com o tempo de prática, e para associar o número de lesões com o número de aulas ministradas e com as magnitudes dos impactos recebidos pelos professores a partir da execução da técnica do *Jump Kick*, utilizou-se o teste de correlação de Pearson;

- Todos os testes foram testados a $p \geq 0,05$;

- Foram utilizados os pacotes estatísticos SISVAR versão 5.0.

4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Para facilitar na compreensão dos dados, os resultados foram expostos tanto segundo os objetivos específicos sendo que num primeiro momento caracterizou-se os sujeitos quanto ao piso de ministração de aulas, ao calçado usado, outros métodos ministrados e duração de aulas.

Num Segundo momento Identificou-se e comparou-se as magnitudes e os tempo de impacto entre os sujeitos, os eixos e os segmentos dos membros inferiores (tornozelos e joelhos) na aterrissagem do salto do *Jump Kick*.

E por fim, Na terceira etapa verificou-se a incidência e o intervalo de impactos que o professor é submetido durante uma sessão de aula.

4.1 Características dos profissionais

O primeiro objetivo específico foi identificar as características da prática quanto ao piso de ministração de aulas, ao calçado usado, outros métodos ministrados e duração de aulas.

Com relação ao piso utilizado, 5/8 afirmam que ministram suas aulas sobre um tablado de madeira colocado sobre um piso de cimento, os outros 3/8 ministram suas aulas normalmente sobre pisos mais rígidos como pisos de cerâmica ou taco de madeira.

Tendo em vista a importância do piso para a ministração de atividades que exijam impactos, em função dos efeitos deletérios ao organismo com o passar dos anos, autores tem investigado diferentes pisos, demonstrando os mais adequados.

Nesse sentido, pode-se citar como exemplo, De Koning et al. (1997), os quais realizaram um estudo com diferentes tipos de tablados de madeira, para verificar os resultados de deflecção dos diferentes tipos de piso, utilizando para isso voluntários que realizaram saltos com alturas controladas, as quais simulavam impactos de esportes como o basquete e o voleibol, utilizando como pisos para os testes, tablados de madeira montado sobre outro piso de madeira

(3,65x3,65m, tablado A); tablado de madeira montado sobre piso rígido (3,65x3,65m tablado B) e por último um tablado de madeira pequeno montado também sobre piso rígido (2,45x2,45m tablado C). Para tal utilizaram câmeras de alta velocidade (200Hz), participando do estudo, 10 jogadores de voleibol de uma universidade norte-americana. Os resultados apontam para uma diferença significativa para o amortecimento de impactos nos três tipos de tablados, sendo o tablado A o de maior área elástica e, por conseguinte com maior amortecimento.

Como outro exemplo acerca do tipo de piso e suas propriedades elásticas, pode-se acessar o estudo de Arampatzis et al. (2004) realizado com 10 mulheres ginastas (ginástica olímpica), de maneira que utilizaram dois tipos de pisos sobre duas plataformas de força e testaram-se uma série de saltos de 40cm de altura sobre as diferentes superfícies que segundo os autores são as mais comumente utilizadas em salas/ginásios de ginástica. Os autores chegaram à conclusão de que a força máxima de impacto não diferia significativamente entre as resistências encontradas apontando assim que ambas as superfícies possuem uma boa taxa de amortecimento e que podem ser utilizadas para tal prática.

Assim, vale ressaltar da importância de um piso adequado para a prática de ginástica, ou seja, um tipo que auxilie no amortecimento dos impactos advindos dos saltos.

Dando continuidade ao primeiro objetivo específico, questionou-se os professores sobre o calçado utilizado no momento de suas práticas de ginástica do método do *Body Combat*. Os resultados apontam 3/8 dos professores preferem os modelos da marca Adidas, outros (2/8) preferem os calçados de marca Reebok, um afirma que gosta mais dos modelos da marca Nike e apenas um prefere utilizar tênis estilo futebol de salão, pois segundo o mesmo lhe dá mais estabilidade do que os outros tênis com solado mais alto.

Vale ressaltar a importância de um calçado adequado para cada prática de atividade física, desta maneira, evidenciou-se diversos estudos de autores como Barnes e Smith (1994), Zhang et al. (2005), Aguinaldo e Mahar (2003), Simpson (2003), Arampatzis et al. (2004), entre outros, os quais ressaltam essa importância principalmente para caminhadas e corridas.

Dentre os autores que pesquisam acerca da influência dos calçados na prática de atividades físicas, pode-se citar Barnes e Smith (1994), os quais afirmam

que as forças de impacto durante uma corrida são de interesse dos pesquisadores pelo seu grande potencial na contribuição para lesões por superuso.

Zhang et al. (2005), estudaram três diferentes solas de calçados da marca Adidas, específico para a prática de basquetebol, cada uma delas com densidades diferentes, escolhendo para participarem da pesquisa, nove jogadores de futebol americano de universidades norte americanas. Cada atleta deveria realizar alguns saltos a partir de alturas determinadas pelos autores com cada um dos três tipos de tênis diferentes, de maneira que os atletas deveriam realizar a aterrissagem primeiro com os artelhos e por fim com os calcanhares. Os resultados encontrados pelos autores, apontam para o fato de que os tênis com densidade macia e moderada são capazes de amortecer o impacto inicial, mas não são tão efetivos para o amortecimento do impacto para a região do calcanhar. Os tênis de solado macio apresentam pior característica de amortecimento que os tênis de sola mais rígida para as duas maiores alturas, ou seja, quanto maior a altura, mais rígido deve ser o solado. Concluem os autores que os tênis com sola macia tem maior “habilidade” de atenuar impactos.

Já estudos como o de Aguinaldo e Mahar (2003) os quais analisaram as propriedades elásticas de três modelos de calçados considerados comerciais, sendo dois deles com o sistema de amortecimento de quatro colunas e o outro modelo, o de solado único, utilizando para os testes, 10 pessoas voluntárias corredores recreativos com prática semanal mínima de três vezes por semana. Utilizaram para as medidas três plataformas de força e câmeras de alta velocidade (120 Hz). Os resultados apontam para uma diferença do modelo um (com quatro colunas de amortecedores) em relação aos dois outros modelos (com quatro colunas e solado único), para as forças de impacto, ainda afirmam que os corredores receberam maiores cargas de impacto nos membros inferiores com o tênis número dois em relação ao tênis número um, estes resultados indicam que a mudança/interação dos calçados/pisos influencia nas cargas de impacto mais do que nos picos de força de impacto.

Desta maneira, pode-se citar outro estudo que tratou de analisar calçados para determinadas atividades (principalmente corrida) o qual afirma que solados mais macios podem aumentar as forças de impacto, comparados com solados mais rígidos ou de menor proteção, de maneira que os calçados de corrida feitos

com material (solado) mais macios demonstraram forças de impacto significativamente maiores do que os calçados feitos com material mais duro (SIMPSON, 2003).

Em estudo feito por Arampatzis et al. (2004) com 10 corredores recreativos acerca de diferentes tipos de solados de calçados esportivos, onde os mesmos foram colocados sobre uma plataforma de força e testaram-se nove tipos de calçados diferentes, chegou-se à conclusão de que a força máxima de impacto não diferia significativamente entre as várias resistências encontradas para os calçados. Este estudo implica em novas considerações acerca do uso de calçados para o amortecimento de cargas de impacto para diferentes modalidades esportivas.

Deste modo, independente da marca do tênis utilizado, o importante é que esse amenize os impactos dos muitos saltos realizados durante um dia de aula desses professores. Parece que este fato ocorre para a maioria deles, haja vista que apenas um professor não utiliza tênis adequado.

Dando seqüência ao primeiro objetivo específico, questionou-se sobre a ministração de outros métodos além do *Body Combat*. Verificou-se que os professores além do método *Body Combat*, ministram outros métodos, cujas quantidades estão dispostas no Quadro 6.

Quadro 6 – Distribuição do número de aulas semanais ministradas e métodos ginásticos ministrados pelos professores de *Body Combat* entrevistados.

Método/Aulas Semanais	<i>Pump</i>	RPM	<i>Step</i>	<i>Jump</i>	Local	<i>Attack</i>	<i>Balance</i>	<i>Combat</i>
1 ou 2	2	4	1	2	2	1	-	5
3 a 4	3	1	3	2	1	-	1	3
5 a 7	2	1	2	2	2	1	-	1
7 ou mais	-	1	-	-	-	-	-	-
TOTAL	7	7	6	6	5	2	1	9

Observando o Quadro 6, verifica-se que além do *Body Combat* (que é o método praticado por todos os professores), o método do RPM é o mais ministrado e também de maior número de aulas por semana, somando o total de

sete ou mais aulas, juntamente do *Body Pump*. O método menos trabalhado/ministrado pelo grupo é o método do *Body Balance*, com uma aula apenas, seguido do *Body Attack*, com dois professores ministrando.

Além do número de aulas semanais e do método, questionou-se quantas aulas são ministradas pelos professores por dia, sendo que em média são ministradas 4,5 aulas por dia com uma variação entre três e nove aulas.

Além do *Body Combat*, dentre outros métodos podem contribuir sobremaneira para o aumento da relação impactos x lesão, pode-se citar o *Body Jam*, o qual se baseia em movimentos de danças em geral, de maneira que dependendo dos estilos utilizados nas aulas, podem contribuir com impactos em detrimento dos saltos. Já o *Body Pump*, que apesar de ser uma musculação musicalizada, seus movimentos repetitivos podem aumentar a probabilidade de lesão por excesso do movimentos. O *Body Step*, no qual através de um “degrau” faz-se diversos movimentos de subida e descida além de movimentos rotatórios, embora de maneira amena também pode contribuir no processo de lesão por repetitividade de pequenos impactos. O *Body Attack* que é um tipo de aula de aeróbia utiliza o treinamento intervalado e em alguns momentos da aula ficam saltitando, já o *Power Jump*, através do uso de um mini trampolim, realizam vários saltos, enfatizando assim o amortecimento realizado pelo mini trampolim.

Com base na descrição dos métodos supracitados, procurou-se na literatura, material que pudesse descrever cientificamente acerca das magnitudes de impacto e/ou da relação impacto x lesão advindos da ministração destes métodos. Com efeito, dentre os autores pesquisados, encontraram-se apenas dados relativos ao método do *Step* e o *Jump Fit*, sendo o primeiro um método ginástico que trabalha o condicionamento físico através de movimentos atléticos utilizando as plataformas mais famosas em academias de todo o mundo, os “Steps”. Para tal, afirmam Wieczorek et al. (1997) que o *Step* não apresenta altos valores de força de reação do solo se for comparado com uma corrida, onde os valores podem variar de uma vez e meia até duas vezes o peso corporal dos atletas.

Já o *Jump Fit*, modalidade ginástica onde os participantes praticam suas aulas em cima de um mini trampolim, supõem-se que seu principal benefício seja a diminuição do impacto quando comparado a ginásticas aeróbicas tradicionais. Com efeito, Schiehl e Loss (2003) afirmam que os exercício do polichinelo, por

exemplo, quando realizado no *Jump Fit* apresentou um pico de força de 2,9 vezes o peso corporal, o mesmo exercício, realizado no solo, extrapolou este valor para 4,9 vezes o peso corporal. Isto significa uma redução de 40% do impacto quando realizado no *Jump Fit* comparativamente a situação no solo.

Ainda dando continuidade ao primeiro objetivo, questionou-se aos professores sobre a duração das aulas, eles responderam que fazem pequenas adaptações de acordo com o andamento da aula e da turma, o que resultou em respostas variando de 50 a 60 minutos. Tendo em vista que as aulas pré-coreografadas prevêem um tempo de aproximadamente 45 minutos.

Analisando a variação do tempo de aula, encontra-se no Manual do Professor *Body Combat* algumas razões para que o método tenha a duração aproximada de 45-60 minutos, sendo que é considerada uma estrutura multi-pico, a qual garante o equilíbrio entre os componentes fisiológicos e a parte de dramatização da aula, sendo que suas vantagens estão descritas como: atrativo para homens e atletas; não necessidade de grande repertório de exercícios; redução da duração do estresse de impacto contínuo; de fácil ingresso para iniciantes e pessoas sem coordenação e permite que se interrompa estrategicamente os segmentos aeróbios e anaeróbios (MILLS, 2002).

Assim com base no primeiro objetivo do estudo pode-se concluir que a maioria dos professores ministra suas aulas em tablados de madeira, e assim o preferem, o que de acordo com os autores pesquisados, são os locais mais apropriados para este tipo de prática conforme a necessidade de amortecimento de impactos advindos deste tipo de atividade. Também a maioria dos professores utiliza tipos de calçados que são os recomendados pelos pesquisadores desta área ou os comercialmente indicados para a prática de atividades físicas que exijam amortecimento de impactos.

Também pode-se concluir que nenhum dos professores utiliza equipamentos de proteção, não encontrando necessidade para tal. A média de aulas ministradas por dia é de 4,5 aulas; todos os professores ministram outros métodos ginásticos, dentre os quais o mais ministrado é o *Body Pump* e o RPM (sete aulas semanais), e o de menor incidência é o *Body Balance* (duas aulas semanais). A duração das aulas, apesar de estar preconizada no método de aulas pré-coreografadas (45-60 minutos), sofre alguns ajustes ficando em média 50 minutos.

4.2 Magnitudes de impacto

O segundo objetivo específico do estudo foi identificar e comparar as magnitudes de impacto entre as articulações dos membros inferiores (tornozelos e joelhos).

Inicialmente identificaram-se as magnitudes de impacto nas articulações dos membros inferiores, cujos dados estão contidos na Tabela 2.

Tabela 2 – Magnitudes de impactos (g) da técnica do *Jump Kick* para as articulações do joelho e tornozelo.

	Joelho			Tornozelo		
	x	y	z	x	y	z
\bar{x}	13,04	8,98	6,61	18,97	11,18	9,71
S	6,51	3,93	2,18	9,08	2,77	5,61
Min	6,78	3,80	3,03	9,86	6,41	4,90
Max	25,61	14,08	9,32	31,61	14,52	21,61
CV%	49,91	43,75	33,12	47,86	24,79	57,75

A partir dos resultados demonstrados na Tabela 2, observa-se que os maiores valores de magnitudes de impactos foram na articulação do tornozelo nos três eixos (x 18,97±9,08g; y 11,18±2,77g e z 9,71±5,61g), resultado esperado, uma vez que esta articulação recebe e auxilia a dissipar as primeiras energias advindas do impacto pelo salto da técnica do *Jump Kick*.

Ainda com relação aos resultados apontados na Tabela 2, verifica-se na grande maioria, uma alta variabilidade nos dados (>30%) em todos os eixos. Este fato demonstra uma heterogeneidade na execução do movimento, fato este que pode ter sido influenciado pelas condições que os dados foram obtidos, ou seja, em laboratório, de forma consecutiva e sem a música.

Não se encontrou na literatura pesquisada, estudos semelhantes para suportar ou divergir dos obtidos neste, mas, um estudo realizado na modalidade de ginástica de academia, de Panda (2001) verificou as influências dos tipos de passos do “*step training*” sobre a força de reação no solo, mediante a execução de dois diferentes passos em duas plataformas de força, dispostas de forma que a plataforma superior teve a altura de 15 cm maior que a plataforma inferior. Os

valores mais elevados no pico de força vertical ocorreram nos passos considerados como mais intenso ("power" avanço, "power" salto e "power" corrida) e na plataforma inferior, sendo: 1,72 PC; 2,15 PC e 2,04 PC, respectivamente.

Também Self e Paine (2001) encontraram variação nos resultados relativos ao estudo da aterrissagem de saltos advindos do sujeito soltando de uma barra fixa, de quatro maneiras diferentes, encontrando que o melhor modelo de aterrissagem para seu estudo é o de cair inicialmente com os Joelhos. Dentre os resultados, encontraram picos de aceleração de aproximadamente 20g para o que os autores denominaram de aterrissagem natural (aterrissar de qualquer maneira), de 16g para aterrissagem com pouca flexão dos joelhos, de 11g para aterrissagem com pouca flexão dos joelhos e iniciando o contato com o solo a partir dos Joelhos e de 13g para aterrissagem com os joelhos pouco fletidos e queda com os pés chapados.

Utilizando o método de acelerometria, encontrou-se outros estudos, porém, em modalidades esportivas, tais como o de Santos et al. (2007) que mensuraram as magnitudes de impacto advindas da realização do arremesso em suspensão em nove atletas da equipe amadora de handebol da Universidade Federal de Santa Catarina, cujos resultados máximas encontradas para o tornozelo foram 85,71g (eixo x), 47,41g (eixo y) e 102,05g (eixo z), já para a articulação do joelho verifica-se os valores de 40,59g (eixo x), 21,49g (eixo y) e 29,89 para o eixo z.

Também o trabalho realizado com uma equipe Junior amadora de basquetebol masculino, no qual Coelho et al. (2007) encontraram resultados para as aterrissagens da bandeja e rebote nas articulações do joelho e tornozelo variando dentre 53,13g (eixo x), de 35,91g (eixo y) e 21,72g (eixo z) para a técnica da bandeja e 36,89g (eixo x), de 24,79g (eixo y) e 19,59g no (eixo z), na articulação do joelho. No tornozelo, encontraram os valores de 18,81g (eixo x), 28,86g (eixo y) e 11,91 (eixo z) para a técnica da bandeja e para a técnica do rebote, valores que variam entre 10,10g (eixo x), 15,83g (eixo y) e 8,30g (eixo z).

Estes dados supracitados se apresentam maiores que os encontrados neste estudo, como havia de se esperar, uma vez que os saltos realizados para estas modalidades desportivas são mais intensos pela necessidade de se alcançar maiores alturas, seja para realizar a bandeja e o rebote no basquete, como o arremesso ou o bloqueio do handebol, em relação dos saltos realizados nas sessões de ginástica de *Body Combat*

Dando continuidade ao primeiro objetivo específico, comparou-se por meio da ANOVA a $p \geq 0,05$, as magnitudes de impacto entre os sujeitos, entre os eixos e entre os segmentos joelhos e tornozelos dos professores, cujos resultados da comparação estão contidos na Tabela 3.

Tabela 3 – Comparação das magnitudes de impacto (g) entre os sujeitos, os eixos e segmentos corporais dos joelhos e tornozelos para os professores de *Body Combat* na execução da técnica do *Jump Kick*.

Segmento	Sujeitos	x	y	z
Joelho	1	6,81aA	11,79aA	11,96aA
	2	11,99aA	9,6aA	6,49aA
	3	22,41aB	12,53aA	9,61aA
	4	12,39aA	14,08aA	9,32aA
	5	9,16aA	13,26aA	13,76aA
	6	14,96aA	5,2aA	5,54aA
	7	15,81aA	13,8aA	15,36aA
	8	6,78aA	10,56aA	6,13aA
Tornozelo	1	10,61aA	8,41aA	11,54aB
	2	30,01aC	27,62aB	17,44bB
	3	23,24aBC	12,58aA	12,38aB
	4	31,40aC	14,52aA	21,61aB
	5	15,11aB	8,5aA	5,96aA
	6	16,22aB	9,55aA	6,41aA
	7	31,4aC	14,52aA	21,61aB
	8	9,86aA	10,55aA	6,21aA

Nota: As letras maiúsculas representam as diferenças entre os sujeitos, as letras minúsculas representam as diferenças entre os segmentos e o negrito a diferença entre os eixos.

Analisando-se a Tabela 3, com relação às diferenças entre os sujeitos, encontrou-se diferença apenas do indivíduo três em relação ao restante do grupo no segmento do joelho e eixo x. Para este segmento, não houve diferença entre os sujeitos para os eixos y e z.

Continuando com a análise dos sujeitos, já para o segmento do tornozelo, os professores de número um e oito são os que apresentam diferença significativamente menor do restante do grupo no eixo x. Ainda analisando a diferença entre os sujeitos, apenas o professor de número dois apresentou diferença significativa menor do restante do grupo no eixo y. Por fim, os professores cinco e oito, apresentam diferença significativamente menor do restante do grupo para o eixo z.

Quanto a diferença entre os segmentos corporais dos joelhos e tornozelos, observou-se diferença apenas para o professor de número dois no eixo z.

Considerando a diferença entre os eixos, encontrou-se apenas diferença para o eixo z, em relação aos eixos x e y no caso do professor dois no segmento tornozelo.

A diferença apontada para o eixo z (vertical) pode se dar pelo fato de os professores (neste caso apenas o professor número dois), estarem utilizando uma técnica considerada inadequada para o amortecimento da queda deste salto, resultados parecidos podem ser encontrados no estudo de Coelho et al. (2007) quando da análise de uma boa e de uma má aterrissagem da bandeja no basquetebol.

4.3 Tempos de impacto

O terceiro objetivo específico da fase laboratorial foi identificar e comparar os tempos de impacto nas articulações dos membros inferiores (tornozelos e joelhos), cujos resultados quanto a identificação estão apontados na Tabela 4.

Tabela 4 – Tempos de impactos (s) da técnica do *Jump Kick* medidos nas articulações do joelho e tornozelo.

	Joelho			Tornozelo		
	x	y	z	x	y	z
\bar{x}	0,0279	0,0215	0,0212	0,0208	0,0197	0,0193
S	0,007	0,005	0,006	0,005	0,004	0,002
Min	0,0203	0,0122	0,0166	0,0147	0,0145	0,0150
Max	0,0405	0,0294	0,0332	0,0310	0,0265	0,0234
CV%	25,23	25,20	27,53	24,50	21,10	12,84

A partir da análise dos resultados demonstrados na Tabela 4, observa-se que os maiores valores de tempo de impactos foram na articulação do joelho nos eixos x $0,0405 \pm 0,007s$ e z $0,0332 \pm 0,006s$.

Os resultados demonstram maior amortecimento neste segmento corporal o qual também apresentou menores magnitudes de impacto, uma vez que quanto maior o tempo de impacto, maior deverá ser a absorção pelo corpo e menor a magnitude (MCNITT-GRAY, 2004).

Com relação ao coeficiente de variação, verificou-se que apenas o eixo z no tornozelo apresentou média variabilidade (11 a 20%) os demais alta (21 a 30%), segundo os critérios de Gomes (1990), indicando também no tempo dos impactos heterogeneidade no grupo.

É sabido que o tempo de exposição a qualquer tipo de vibração é que apontará a lesão provinda do mesmo, haja vista os critérios como as ISO 5349 (1986) e ISO 2631(1985), que trazem o tempo de tolerância, limites para as exposições em diferentes frequências e acelerações para mãos, braços e corpo todo, respectivamente. Por outro lado, quando ocorrem eventos transitórios, como é o caso dos impactos nos esportes e na prática do *Body System*, ainda não se tem uma norma específica, assim utiliza-se como parâmetro o critério de tolerância à aceleração do corpo inteiro no sentido postero-anterior de Macaulay (1987) (Figura 2).

Deste modo, pode-se afirmar que os valores de tempo obtidos nos dois segmentos corporais avaliados podem ser considerados de curta duração, e os valores dos impactos recebidos pelos professores são baixos (para o segmento do joelho encontrou-se valores de tempo e impacto de 0,0279s e 13,04g; 0,0215s e 8,98g; 0,0212s e 6,61g para os eixos x, y e z respectivamente, e para o segmento do tornozelo valores de 0,0208s e 18,97g; 0,0197s e 11,18g; 0,0193s e 9,71g) estando dentro dos limites considerados seguros, que pode estar justificando as poucas lesões nos membros inferiores apontadas pelos professores.

Por outro lado, o critério utilizado não apresenta o tempo total diário de exposição permitido, como cita as ISO 5349 (1986) e ISO 2631(1985), que trazem ao tempo de tolerância, limites para as exposições em diferentes frequências e acelerações para mãos, braços e corpo todo, respectivamente. Assim, a repetitividade dos impactos no decorrer do tempo de prática, aos quais estão submetidos os professores poderá acarretar futuras lesões.

Ainda, vale ressaltar segundo Roquette (1994), que de uma forma geral pode-se afirmar que sempre que o corpo humano é submetido a uma situação de impacto deve-se tentar aumentar o tempo de absorção do impacto para diminuir a magnitude da força resultante da variação da quantidade de movimento e assim suavizar o choque.

Dando continuidade ao segundo objetivo específico, compararam-se os tempos de impacto entre os sujeitos, entre os eixos e entre os segmentos corporais dos joelhos e tornozelos, utilizando a ANOVA a $p \geq 0,05$, cujos dados estão expostos na Tabela 5.

Tabela 5 - Comparação dos tempos de (s) entre os sujeitos, os eixos e segmentos corporais dos joelhos e tornozelos para os professores de *Body Combat* na execução da técnica do *Jump Kick*.

Segmento	Sujeitos	x	y	z
Joelho	1	0,022aA	0,029bA	0,026aA
	2	0,030aA	0,023aA	0,019aA
	3	0,026aA	0,020aA	0,017aA
	4	0,030aA	0,020aA	0,020aA
	5	0,031aA	0,019aA	0,023aA
	6	0,040bB	0,024aA	0,033bA
	7	0,030bA	0,019aA	0,020aA
	8	0,022aA	0,012aB	0,017aA
Tornozelo	1	0,016aA	0,014aA	0,021aA
	2	0,031aB	0,019aA	0,018aA
	3	0,021aA	0,023aA	0,019aA
	4	0,019aA	0,021aA	0,019aA
	5	0,020aA	0,019aA	0,018aA
	6	0,023aA	0,025aA	0,018aA
	7	0,019aA	0,021aA	0,019aA
	8	0,014aA	0,014aA	0,020aA

Nota: As letras maiúsculas representam as diferenças entre os sujeitos, as letras minúsculas representam as diferenças entre os segmentos e o negrito a diferença entre os eixos.

Com relação aos sujeitos, o professor de número seis apresentou a maior diferença significativa (0,040s) em relação ao restante do grupo no segmento do joelho no eixo x. O professor oito apresentou a menor diferença significativa (0,012s) em relação ao restante do grupo no mesmo segmento e eixo y. Por fim, nenhum dos professores apresentou diferença para o eixo z neste segmento.

Continuando com a análise, agora com relação ao segmento do tornozelo, observou-se que o professor dois apresenta a maior diferença entre seu grupo no eixo x (0,031s), sendo que os demais professores não apresentam nenhuma diferença para os eixos subsequentes.

Analisando-se a diferença entre os segmentos corporais, observou-se que há diferença entre joelho e tornozelo para os professores dois e seis em x, os

quais apresentaram os maiores valores (0,030s e 0,040s, respectivamente), há também para o eixo y, de maneira que apresenta esta diferença o professor um com o menor valor observado para o grupo (0,012s), por fim os segmentos do joelho e tornozelo não apresentam diferença observando-se o eixo z.

Para a comparação entre os eixos, analisando-se primeiramente o segmento do joelho, notou-se diferença do eixo x em relação aos eixos y e z, diferenças apontadas pelos professores dois e seis, exatamente os professores que obtiveram os maiores tempos de impacto (0,030s e 0,040s). Os eixos y e z não apresentaram valores estatisticamente significativos para esta análise.

Já observando a comparação entre os eixos para o segmento do tornozelo, há diferença do eixo x em relação aos eixos y e z, diferença apresentada pelo professor dois com o maior tempo observado (0,031s). Os eixos y e z não apresentaram diferença estatística significativa também para o segmento do tornozelo.

Observando os resultados dos tempos de impacto cabe ressaltar que as relações dos tempos com os picos de impacto são informações importantes para este trabalho, pois esta relação pode indicar algum tipo de técnica inadequada na aterrissagem dos professores, pois quanto menor o tempo de impacto, maior a possibilidade de um alto pico de impacto em suas articulações. Com efeito, recorre-se a autores como McNitt-Gray (2004) onde afirma que o tempo do pico da força vertical também pode ser atrasado na tentativa voluntária de reduzir a magnitude do pico de força de reação com o início de um contato em uma posição com o pé mais vertical, assim como também na aterrissagem mais suave.

Finalizando este tópico, acredita-se que os tempos de impacto estão sendo suficientes para amortecerem seus impactos, haja vista os valores das magnitudes de impactos medidas, mesmo que tanto os tempos quanto os impactos estejam sendo realizados de forma heterogênea, fato este que pode ter sido influenciado pelas condições em que os dados foram adquiridos, ou seja, sem a música e de forma consecutivas.

4.4 Relação entre magnitudes e tempos de impactos.

O quarto objetivo específico do estudo foi relacionar as magnitudes com os tempos de impactos, cujos resultados estão na Tabela 6.

Tabela 6 – Correlação entre as magnitudes de impacto por eixos (x, y e z) com o tempo de impacto da técnica do *Jump Kick*, do método do *Body Combat*, para a articulação do tornozelo.

Segmento	Variáveis	r	p
Joelho	Tempo x impacto em x	0,421	0,259
	Tempo x impacto em y	0,382	0,309
	Tempo x impacto em z	0,297	0,438
Tornozelo	Tempo x impacto em x	-0,152	0,154
	Tempo x impacto em y	-0,009	0,930
	Tempo x impacto em z	-0,018	0,869

Pode-se constatar, com base nos resultados apontados na Tabela 6, que não houve correlação significativa para nenhuma das variáveis.

Os resultados destas correlações diferem dos obtidos por Coelho, et al. (2007), onde os autores encontraram para atletas de basquetebol, nos fundamentos de bandeja e rebote, resultados que confirmam o fato de que quando menores os picos de impacto, maiores os tempos de dissipação de energia, bem como, maiores picos de impacto, menores os tempos para dissipação.

Resultados parecidos com o do estudo supracitado, são os de Santos et al. (2007b), onde, ao avaliar a questão dos impacto em atletas de voleibol, utilizando a acelerometria, encontrou relação negativa e forte neste quesito para os segmentos analisados (joelho e tornozelo).

Os achados nos estudos citados com os esportes podem ser suportados pelas colocações de Santos e Melo (2001) ao afirmarem que partindo do conceito físico matemático do impulso, representado por $\vec{I} = \Delta\vec{F} \cdot \Delta t$ e considerando que em uma dada situação o impacto já está determinado, portanto \vec{I} pode ser considerado constante, então algebricamente isolando-se a variável força de impacto ($\Delta\vec{F}$), tem-se a expressão: $\Delta\vec{F} = I / \Delta t$, logo, como em qualquer divisão sempre que se aumenta o denominador (Δt), pelo princípio da conservação de energia e, sendo (I) considerado constante, fica comprovado o pressuposto de que aumentando o tempo de absorção diminui-se a força de impacto.

Deste modo, a forma de amortecer a aterrissagem do salto *Jump Kick*, é que irá reduzir as cargas que provavelmente contribuirão para a prevenção de lesões a longo prazo, posto que autores como Zhang et al. (2005) e Self e Paine (2001) concordam que o melhor tipo de aterrissagem é iniciar o contato dos pés contra o solo a partir dos arcos para o calcanhar.

A não ocorrência de correlações significativas entre tempo e impacto, pode ser explicada tanto pelos baixos valores dos impactos quanto pela heterogeneidade dos dados de ambas as variáveis.

4.5 Relação das magnitudes de impacto e tempo de experiência

O quinto objetivo específico foi verificar a relação entre as magnitudes de impacto tanto dos joelhos quanto dos tornozelos com a massa corporal e a estatura dos professores, cujos resultados relacionados ao joelho estão observados na Tabela 7.

Tabela 7 – Relação entre a massa corporal, e a estatura com as magnitudes de impacto advindas dos professores de *Body Combat* realizando a técnica do *Jump Kick*, analisadas no segmento corporal do joelho.

Variáveis	x		y		z	
	r	p	r	p	r	p
Impacto x	0,482	0,189	-0,034	0,930	-0,073	0,852
Massa						
Impacto x	0,335	0,377	-0,169	0,664	-0,393	0,295
Estatura						

Analisando-se a Tabela 7, pode-se verificar que não houve nenhuma correlação estatisticamente significativa. Deste modo pode-se afirmar que para este grupo de professores, a massa corporal e a estatura, não parecem influenciar nas magnitudes de impacto na execução técnica do *Jump Kick* para o segmento do joelho.

A análise referente as relações destas mesma variáveis com as magnitudes de impacto medidas no tornozelos pode ser visualizada na tabela 8.

Tabela 8 – Relação entre a massa corporal e a estatura com as magnitudes de impacto advindas dos professores de *Body Combat* realizando a técnica do *Jump Kick*, analisadas no segmento corporal do tornozelo.

Variáveis	x		y		z	
	r	p	r	p	R	p
Impacto x	0,063	0,871	-0,655	0,055	-0,635	0,066
Massa						
Impacto x	0,259	0,500	-0,508	0,162	-0,465	0,207
Estatura						

A partir da análise da Tabela 8, verifica-se que não houve correlação significativa em nenhuma das variáveis, por outro lado, encontrou-se uma correlação moderada negativa (BARBETA, 2002) entre impacto e massa corporal nos eixos y (-0,655) e z (-0,635), bem como entre impacto e massa (-0,627) no eixo y.

Mesmo que de forma moderada, estas correlações remetem para o possível fato de que os professores com maior massa corporal e com maior tempo de experiência na modalidade estão amortecendo melhor o movimento. Fato este colocado por alguns professores quando na entrevista, que argumentaram que em virtude do número de saltos ser excessivo, os professores executam os mesmos de maneira a reduzir ao máximo seus efeitos que são evidenciados com dores nos segmentos inferiores no dia posterior as aulas, assim, amenizam os saltos preservando seus organismos.

Mesmo este sendo um estudo exploratório, esperava-se, com base na literatura que a aterrissagem do movimento do *Jump Kick* fosse realizado de forma a amortecer o movimento, ou seja, realizado a partir da ponta dos pés como enfatiza Simpson et al. (2003). Assim como os professores são treinados previamente, esperava-se que pelo menos, os que possuem mais experiência, que são conseqüentemente mais treinados, apresentassem menores magnitudes de impacto. Por outro lado, as limitações do estudo podem ter influenciado no resultado dos 10 saltos, mesmo com intervalo, pode ter fadigado os professores, e isso, segundo McNitt-Gray (2004) pode ter comprometido a habilidade de controlar o pé e conseqüentemente o corpo, assim como as características de tempo-força de reação.

Por fim, apesar de só se ter encontrado algumas correlações moderadas entre as variáveis analisadas, não se pode afirmar que existe interferência tanto da massa corporal quanto da estatura nas magnitudes dos impactos dos professores realizando a técnica *Jump Kick*.

4.6 Incidência e intervalo dos impactos

O sexto e último objetivo específico do estudo foi verificar a incidência e o intervalo de impactos que o professor é submetido durante uma sessão de aula.

Desta maneira, os resultados referentes à análise do número de saltos realizados por sessão (uma aula) do *Mix 30* e a estimativa do número de impactos sofrido durante uma semana, um mês, um ano e, por fim, durante o tempo de experiência de cada um dos profissionais entrevistados, estão apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 – Apresentação dos dados referentes do número de saltos realizados no *Mix 30*, na semana, no mês, no ano e no montante total da experiência no método do *Body Combat*.

Professores	Mix 30	Semana	Mês	Ano	Experiência
1	1420	7100	28.400	340.800	1.247328
2	1420	2840	11.360	136.320	374.880
3	1420	5680	22.720	272.640	1.747622
4	1420	7100	28.400	340.800	1.874400
5	1420	1420	5.680	68.160	68.160
6	1420	5680	22.720	272.640	295.270
7	1420	5680	22.720	272.640	1.499520
8	1420	2840	11.360	136.320	749.760

Na Tabela 9, pode-se verificar o número de saltos de cada professor por aula (*Mix 30*), semana (número de saltos em uma aula multiplicados pelo número de aulas ministradas em uma semana de trabalho), mês (número de saltos multiplicado pelo número de aulas ministradas em 30 dias), ano (número saltos multiplicados pelo número de aulas ministradas em 12 meses) e tempo de experiência (caso seja maior que um ano, descontou-se um mês a cada doze meses de experiência, imaginando-se um período normal de férias). Vale ressaltar que dentro do total de 1420 saltos observados para o *Mix 30*, 312 saltos foram realizados hora com a perna esquerda e hora com a perna direita, e 796 com ambas as pernas.

Com relação a repetitividade de movimento, pode-se citar o estudo de Cavanagh e Lafortune (1980), os quais analisaram as magnitudes de impacto e a quantidade de impactos contra o solo de corredores, desportistas profissionais, de maneira que os resultados para o número de contatos contra o solo é em média 600 vezes por quilômetro, sendo que a força de reação do solo pode chegar de duas a quatro vezes o peso corporal, resultados que apontam para uma maior predisposição à lesões por uso excessivo.

Mesmo que a média das magnitudes dos impactos dos professores (16,01g em x, 10,08g em y, 8,16g em z) e seus respectivos tempos de (0,0243s em x, 0,0206 em y e 0,0202 em z), segundo o critério de Macaulay (1987), sejam valores considerados como não causadores de lesões, vale ressaltar que o número de eventos que os professores realizam por dia, semana, mês e ano (Tabela 10), poderão vir a causar efeitos deletérios ao organismo dos mesmos, principalmente em termos articulares.

Outros estudos apontam o número de eventos em esportes cujos fundamentos exigem impactos, tais como Santos et al. (2001b) em judocas, De Souza et al. (2007) em atletas de basquetebol, dentre outros.

Por fim, apesar das magnitudes dos impactos medidas em atletas de outros esportes serem maiores aos encontrados neste estudo, em nenhuma das modalidades encontrou-se tanta repetitividade de movimentos como os encontrados neste.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Após análise dos dados obtidos, baseado no referencial teórico e tendo em conta as limitações deste estudo, chegou-se às seguintes conclusões:

a) as características apresentadas pelos professores em termos de estatura e massa corporal foram homogêneas, sendo pertinentes à sugestão da empresa Les Mills para os instrutores do *Body Systems*;

c) a maioria dos professores ministra suas aulas em tabladros de madeira e utiliza calçados que são os recomendados para a prática de atividades físicas que exijam amortecimento de impactos;

e) ministram um número médio de 4,5 aulas por dia com duração média de 50 minutos e ainda ministram outros métodos ginásticos, porém nenhum dos professores ministra o método do *Body Combat* por duas vezes consecutivas;

j) os professores apresentaram baixas magnitudes de impactos na aterrissagem do *Jump Kick*, porém de forma heterogênea;

k) o tempo dos impactos também foram heterogêneos e, levando em consideração tempo e impacto, a técnica do *Jump Kick* foi realizada de forma heterogênea, demonstrando pouco domínio do movimento pelos professores;

l) os valores obtidos tanto do impacto quanto do tempo não estão em níveis considerados como causadores de lesões;

m) não foi possível comprovar de forma significativa, para os impactos apresentados pelos professores uma relação invertida entre tempo e impacto, ou seja, que aumentando o tempo de absorção diminui-se a força de impacto;

n) não houve interferência das características físicas dos professores e do tempo de prática nas magnitudes dos impactos dos medidas na aterrissagem da técnica do *Jump Kick*;

o) mesmo que as magnitudes e os tempos dos impactos não estejam em níveis causadores de lesões o número de impactos aos quais são submetidos os professores ao dia, ao mês e ao ano são, certamente, suficientes para causarem lesões, principalmente a longo prazo.

Deste modo, conforme as características de um estudo exploratório, com os resultados obtidos advindos da acelerometria, pode-se apontar a necessidade

de um estudo experimental com desing que permita o acompanhamento e medições por um grande período de tempo, para realmente responder a seguinte questão: será que as lesões dos membros inferiores, desgastes ósteo-articulares, entre outros, advém dos impactos repetitivos das aulas de *Body Combat*? também para testar hipóteses, como exemplo: quanto maior o número de aulas maiores os danos ósteo-articulares apresentados pelos professores.

Ainda, sugere-se que seja realizado um estudo com maior número de professores e em ambiente de trabalho o que minimizaria os erros provindo do movimento sem a música e ainda possibilitaria a participação de maior número de professores. Além disso, sugere-se um trabalho preventivo de fortalecimento muscular e aperfeiçoamento de técnicas de aterrissagens dos movimentos que exigem impactos.

6 REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

AERTS, P; KER, R. F.; ILSLEY, D. W. ALEXANDER, R. M. The mechanical properties of the human heel pad: A paradox resolved. **Journal of Biomechanics**. v.28, p. 1299-1308, 1995.

AGUINALDO, A.; MAHAR, A. Impact loading in running shoes with cushioning column systems. **Journal of Applied Biomechanics**. v.19, p.353-360, 2003.

AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J.(orgs.) **A biodinâmica do movimento Humano e suas Relações Interdisciplinares**. São Paulo: estação Liberdade. Escola de Educação Física e Esporte da universidade de São Paulo, 2000.

ARAMPATZIS, A.; STAFILIDIS, S.; KLAPSING-MOREY, G.; BRÜGGEMANN, G. Interaction of the Human Body and Surfaces of Different Stiffness during Drop Jumps. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.36, n.3, p. 451-459, 2004.

BARBETTA, P. A. **Estatística aplicada às ciências sociais**. 5º Ed. Florianópolis: Editora da UFSC, 2002.

BARNES, R. A.; SMITH, P. D. The role of footwear in minimizing lower limb injury. **Journal of Sports Sciences**. v12, p. 341-353, 1994.

BESIER, T. F.; LLOYD, D. J.; COCHRANE, J. D.; ACKLAND, R.T. External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.33, n.7, p. 1168-1175, 2001a.

BESIER, T. F.; LLOYD, D. J.; ACKLAND, R.T. ; COCHRANE, J. D. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.33, n.7, p. 1175-1181, 2001b.

BOMPA, Tudor. **A periodização no treinamento esportivo**. São Paulo: Manole, 2002.

BRAUNER, V. L. P. Novos Sistemas de Aulas de Ginástica, Procedimentos Didáticos (?) na Formação dos Professores. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**. v.28, n.2, p. 211-219, jan. 2007.

BRINCKMANN, P. et al. Quantification of overload injuries to thoracolumbar vertebrae and discs in persons exposed to heavy physical exertions or vibration at the workplace. Part II: Occurrence and magnitude of overload injury in exposed cohorts. **Clinical Biomechanics**. v.13, n, Suppl 2, 1998. Abstract. Disponível em: http://www.cdrompro.com.br/cgi-bin/wufsc_exatas.cgi Acesso em: 19 setembro 2000.

CALER, W. E.; CARTER, D. R. Bone-creep fatigue damage accumulation. **Journal of Biomechanics**. Abstract. v.22, 1989.

CARTER, D. R.; HAYES, W. C.; Compact bone fatigue damage. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. v.127, p. 265-274, 1977.

CASTER, B. L. **The effects of height and post-landing movement task on lower extremity landing biomechanics**. Ph. D. University of Oregon, 1996. Abstract. Disponível em: <<http://www.cev.org/biblioteca/index.html>> Acesso em : 9 julho 2000.

CAVANAGH, P. R.; LAFORTUNE, M. A. Ground reaction forces in distance running. **Journal of Biomechanics**. v.13, n.5, p. 397-406, 1980.

COELHO, G. F. M.; TRIVIA, R.; PIUCCO, T.; PANOSSO, L. S.; GRAUP, S.; SANTOS, S. G. Relação entre tempos e magnitudes de impactos nas aterrissagens de bandejas e rebotes no basquetebol. In: XII Congresso Brasileiro de Biomecânica. 12., 2007. São Pedro. **Anais...** São Pedro: São Paulo, Mauro Gonçalves, org. 2007.

COSTA, G. A. B. **Contributions to basketball shoe design. Biomechanical analysis of the shoe: influence on vertical jump and performance epidemiological aspects**. Abstract. Disponível em: <<http://isb.ri.cct.org/literature/UMI/tiles>>. Acesso em: 23 julho 2000.

CROSSLEY, K.; BENEL, K. L.; WRIGLEY, T.; OAKER, B. W. Ground reaction forces, bone characteristics, and tibial stress fracture in male runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.31, n.8, p. 1088-1093, 1998.

COVENTRY, E.; O'CONNOR, K. M.; HART, B. A.; EARL, J. E.; EBERSOLE, K. T. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. **Clinical Biomechanics**. n. 21, p. 1090-1097, 2006.

DE KONING, J. J.; NIGG, B. M.; GERRITSEN, K. G. M. Assessment of the mechanical properties of area-elastic sport surfaces with video analysis. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.29, n.12, p. 1664-1668, 1997.

DE SOUZA, P. D.; LEITE, R. M.; PIUCCO, T.; PACHECO, A. G.; SANTOS, S. G.; DOS REIS, D. C. Relação entre número de saltos em jogos de basquetebol com impactos nas aterrissagens de bandejas e rebotes. In: XII Congresso Brasileiro de Biomecânica. 12., 2007. São Pedro. **Anais...** São Pedro: São Paulo, Mauro Gonçalves, org. 2007.

DERRICK, T. R. The Effects of Knee Contact Angle on Impact Forces and Accelerations. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.36, n.5, p. 832-837, 2004.

DERRICK, T. R.; DEREU, D.; MCLEAN, S. P. Impacts and Kinematic Adjustments During an Exhaustive Run. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.34, n.6, p. 998-1002, 2002.

DERRICK, T. R.; HAMIL, J.; CALDWEL, G. E. Energy Absorption of impacts during running at various stride lengths. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.30, n.1, p. 128-135, 1998.

DEVITA, P.; SKELLY W. A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetic in the lower extremity. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.24, n.1, p. 108-115, 1992.

DUFEK, J. S.; ZHANG, S. Landing models for volleyball players: a longitudinal evaluation. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 36, n. 1, p. 35-42, 1996.

EVANS, F. G. **Mechanical Properties of Bone**. Springfield – USA: Charles C. Thomas. 1973.

FUNG, Y.C.; PERRONE, N.; ANLIKER, M. **Biomechanics: Its Foundations and Objectives**. Englewood Cliffs – NJ: Prentice-Hall, Inc. 1972.

GERBERICH, S. G. et al. Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. **Physician and Sports Medicine**. v. 15, n. 8, p. 75-79, 1987.

GOMES, A. C. **Treinamento desportivo: estruturação e periodização**. Porto Alegre: Artmed, 2002.

GOMES, F. P. **Curso de estatística experimental**. 13. ed. Piracicaba: Nobel AS. 1990.

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.4, n.215, p. 815-914, 1998.

GRIMSTON, S. K.; ENGSBERG, J. R.; KLOIBER, R. HANLEY, A. Bone mass, external loads, and stress fractures in female runners. **International Journal of Sport Biomechanics**. v.7, n.3, p. 293-302, 1991.

GRIMSTON, S. K.; NIGG, B .M.; FISHER, V.; AJEMIAN, S. V. External loads throughout a 45 minutes run in stress fracture and non-stress fracture runners. **Journal of Biomechanics**. v.27, n.6, p. 668, 1994.

GROSSER, M.; NEUMAIER, A. **Técnicas de entrenamiento – Teoría y práctica de los deportes**. Martinez Roca, Barcelona, 1989.

HAGEDORN, G.; NIEDLICH, H.; SCHMIDT, G. **Das basketball-Handbuch**. Reinbeck: Rowolth Verlag; 1996.

HAMILL, J. KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. Manole: Rio de Janeiro. 1999.

HARRIS, C. M.; CREDE, C. E.: Introduction to the handbook. HARRIS, C. M.; CREDE, C. E. (Orgs). **Shock and Vibration Handbook**. 2 th ed. New York: McGraw-Hill Book Company, 1976. cap. 1. p. 1-25.

HASS, C. J.; SCHICK, E. A.; TILLMAN, M. D.; CHOW, J. W.; BRUNT, D.; CAURAUGH, J. H. Knee Biomechanics during landings: comparison of pre- and postpubescent females. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.37, n.1, p. 100-107, 2005.

HAY, J. G.; REID, J. G. **As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano**. Rio de Janeiro: Prentice Hall do Brasil, 1985. 281 p.

INTERNATIONAL STANDARD. **Evaluation of human exposure to whole-body vibration**. Part 1: General requirements. ISO 2631/1.1985. 15 p.

INTERNATIONAL STANDARD. **Mechanical vibration – Guidelines for the measurement end the assessment of human exposure to hand-transmitted vibration**. ISO 5349/1986. 12 p.

JAMES, C. R. **Effects of overuse injury proneness and task difficulty on joint kinetic variability during landing**. Ph. D. University of Oregon, 1996. Abstract. Disponível em: <<http://www.cev.org/biblioteca/index.html>> Acesso em: 9 julho 2000.

JAMES, S. L.; BATES, B. T.; OSTERNING, L. R. Injuries to runners. **American Journal of Sports Medicine**. v. 6, n. 2, p. 40-49, 1978.

KERNOZEK, T. W.; TORRY, M. R.; VAN HOOFF, H.; COWLEY, H.; TANNER, S. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.37, n.6, p. 1003-1012, 2005.

KOLLATH, E. **Bewegungsanalyse in den sportpielen**. Köln: Sport & Buchstraub. 1996.

LAKE, M.J.; LAFORTUNE, M.A. Mechanical inputs related to perception of lower extremity impact loading severity. . **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.30, n.1, p. 136-143, 1998.

LIGHT, L. H.; MCLELLAN, 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.

LILLEGARD, W. A.; BUTCHER, J. D.; RUCKER, K. S. Manual de Medicina Desportiva. 2ªed. Barueri – SP: Manole. 2002.

LOCKWOOD, K. L. **Repetitive impact training: an integrated evaluation in competitive figure skaters. A multi-disciplinary approach (figure skaters, bone mineral density)**. Ph. D. 1997. University of Alberta (Canada). Abstract. Disponível em: <<http://isb.ri.cct.org/literature/UMI/tiles>> Acesso em: 23 julho 2000.

LUNDSTRÖM, R.; HOLMLUND, P. Absorption of energy during whole-body vibration exposure. **Journal of Sound and Vibration**. v.4, n.215, p. 789-799, 1998.

MACAULAY, M. **Introduction to impact engineering**. LondonÇ Chapman and Hall. 1987.

MADIGAN, M. L.; PIDCOE, P. E. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. **Journal of Eletromyography and Kinesiology**. v. 13, n.5, p. 491-498, 2003.

MARCONDES, E. **Atividade física e crescimento**. *Pediatria*, v. 7 p.51-60, 1985.

MARTIN, P. E.; SANDERSON, D. J. **Biomecânica da Caminhada e da Corrida**. In: *Biomecânica no Esporte: Performance e Prevenção da Lesão*. Vladimir Zatsiorsky. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

MCCAW, S. T.; HEIL, M. E.; HAMILL, J. The effect of comments about shoe construction on impact forces during walking. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.32, n.7, p. 1258-1264, 2000.

MCKENZIE, D. C.; CLEMENT, D. B.; TAUNTON, J. D. Running Shoes, orthotics and injuries. **Sport Medicine**. v.2, p.334-337, 1985.

MCNITT-GRAY, J. L. **Carga no Sistema Musculoesquelético Durante a Aterrissagem**. In: *Biomecânica no Esporte: Performance e Prevenção da Lesão*. Vladimir Zatsiorski. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

MERCER, J. A. **Effects of fatigue on shock attenuation during running**. Ph. D. University of Oregon, 1999. Abstract. Disponível em: <<http://www.cev.org/biblioteca/index.html>>. Acesso em: 9 julho 2000.

MERCER, J. A.; BATES, B. T.; DUFEK, J. S.; HERLJAC, A. Effects of fatigue on shock attenuation during running. **Journal of Sports Sciences**. n.21, p. 911-919, 2003.

MILLS, L. **Body Combat**. Instructor Manual, Les Mills International, Auckland. 2002.

MILLS, L. **História de Les Mills**. Disponível em: <<http://www.lesmills.com/site/about-les-mills/about-les-mills-shape-your-world.aspx>>. Acesso em: 24 ago. de 2005.

MILLS, L. **Fitness Programs**. Disponível em: <http://www.lesmills.com/global/en/members/rpm/rpm-group-fitness-program.aspx>. Acesso em: 20 mar. de 2007.

MORAN., K. A.; MARSHALL, B. M. Effect of Fatigue on Tibial Impact Accelerations and Knee Kinematics in Drop Jumps. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.38, n.10, p. 1836-1842, 2006.

MOURE, M. L.; PIETTE, A.; MAICHARE, J. Trabalho com lixadeiras. **Revista Proteção**. São Paulo, v.6, n.32, p.36-39, agos. 1994.

NIGG, B. M., COLE, G. K., BRUGGEMANN, G.P. Impact forces during heel-toe running. **Journal of Applied Biomechanics**. v.11, n. 4, p. 407-432, 1995.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the Musculo-Skeletal System**. Nova Iorque: John Wiley & Sons, 1994.

NIGG, B. M.; YEADON, M. R.; HERZOG, W. The influence of construction strategies of sprung surfaces on deformation during vertical jumps. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.20, n.3, p. 396-402, 1988.

NUSSENZVEIG, M. H. **Curso de física básica 1 – Mecânica**.

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 de julho 2000.

PAIN, M. T. G.; CHALLIS, J. H. Soft tissue motion during impacts: Their potential contributions to energy dissipation. **Journal of Applied Biomechanics**. v.18, p. 231-242, 2002.

PANDA, M. D. J. **Estudo dinâmica dos principais padrões de passos do step training**. Florianópolis: UDESC, 2001. 115 p. Dissertação (Mestrado em Ciência do Movimento Humano - Biomecânica)- Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis.

PAPPAS, E.; HAGINS, M.; SHEIKHZADEH, A.; NORDIN, M.; ROSE, D. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. **Clinical Journal of Sports Medicine**. v.17, n.4, p.263-268, 2007.

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.20, n.4: p. 318-325, 1995.

PIUCCO, T.; SANTOS, S. G.; PACHECO, A. G.; DE SOUZA, P. D.; magnitude dos impactos durante as aterrissagens no basquete associado com lesões nos membros inferiores. In: XII Congresso Brasileiro de Biomecânica. 12., 2007. São Pedro. **Anais...** São Pedro: São Paulo, Mauro Gonçalves, org. 2007.

ROESLER, H. **Desenvolvimento de plataforma de força multidirecional para uso em biomecânica**. Porto Alegre: UFRGS, 1997. 193 p. Tese de Doutorado (Pós-Graduação em Engenharia Mecânica) – Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

ROESLER, H. **Material didático da disciplina Instrumentação em Biomecânica**. Junho de 2000. 24 f. Fotocopiado.

ROQUETTE, J. Sistematização e análise das técnicas de controle das quedas no judô (“ukemis”). **Revista Ludens**, Lisboa, v. 14, n. 2, p. 45-53, abr./jun.1994.

SANTOS, S. G. dos. **Estudo das Características de Impacto e Percepção Humana de Conforto na Prática de “Ukemis” em Diferentes “Tatamis”**. Florianópolis: UFSC, 2003. Tese de Doutorado (Pós-Graduação em Engenharia de Produção) – Engenharia de Produção, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

SANTOS, S. G. **Material didático da disciplina Metodologia da pesquisa científica**. Junho de 2007c. 25 f. Fotocopiado.

SANTOS, S. G.; DETANICO, D.; GRAUP, S.; REIS, D. C. Relação entre alterações posturais, prevalência de lesões e magnitude de impacto nos membros inferiores em atletas de handebol. **Fitness and Performance Journal**. v.6, p.388 - 393, 2007.

SANTOS, S. G.; DUARTE, M. F. S.; GALLI, M. L. Estudo de algumas variáveis físicas como fatores de influência nas lesões em judocas. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**. v.3, n.1, p. 42-54, 2001a.

SANTOS, S. G. dos, DUARTE, M. F. S., MELO, S. I. L. Dor percebida pelo judoca na execução dos “ukemis”. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ATIVIDADE FÍSICA & SAÚDE, 3., 2001. Florianópolis. **Anais ...** Florianópolis: UFSC, 2001b. 220 p. p. 135.

SANTOS, S. G., LEITE, R. M., CHAGAS, L., ESTEVES, A. C. Características de impacto de membros inferiores e lesões em atletas de voleibol. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2005, João Pessoa. **Anais...** João Pessoa: 2005, v1, p.1-6

SANTOS, S. G. dos; MELO, S. I.L. (b) Biomecânica aplicada ao judô. In: **Judô: desempenho competitivo**. São Paulo: Manole, p. 97 – 125, 2001.

SANTOS, S. G.; PIUCCO, T. Efeitos da vibração transitória no organismo dos atletas. **Revista Digital EF Deportes**. v.11, n.102, p.1, 2006.

SANTOS, S. G.; PIUCCO, T. Fatores que interferem na lesões de atletas amadores de voleibol. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**. v.9, nº 2, 2007b.

SCHIEHLL, P. E.; LOSS, J. F. Impacto no Jump Fit. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2003, Ouro Preto. **Anais...** Ouro Preto: 2003, v2, p.307-310.

SELF, B. P.; PAINE, D. Ankle biomechanics during four landing techniques. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.33, n.8, p. 1338-1344, 2001.

SERRA, C. **A kinetic analysis of the one-arm shoulder throw by judo players of varying skill levels**. Slippery: SRU., 1993. 38 p. Dissertation (Master of Science) – Department of Physical Education, Slippery Rock University, Slippery.

SIDTHILAW, S. **Kinetic and kinematic analysis of Thai boxing roundhouse kicks**. Ph. D. University of Oregon, 1997. Abstract. Disponível em: <<http://www.cev.org./biblioteca/index.html>> Acesso em: 9 julho 2000.

SIMPSON, K. J.; CIAPPONI, T.; WANG, H. Biomecânica da Aterrissagem. In: **A Ciência do Exercício e dos Esportes**. William E. Garret Jr, Donald T. Kirkendall e colaboradores. Porto Alegre: Artmed, 2003.

STEFANYSHYN, D. J.; NIGG, B. M. Influence of midsole bending stiffness on joint energy and jump height performance. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.32, n.2, p. 471-476, 2000.

TAYLOR, D. Microcrack growth parameters for compact bone deduced from stiffness variations. **Journal of Biomechanics**. v.31, p. 587-592, 1998.

VENDRAME, A. C. Vibrações Ocupacionais. Apostila Didática. Junho de 2006. Disponível em: <<http://www.md.utfpr.edu.br/Intranet/professores/adm/download/apostilas/103704.pdf>> Acesso em: 10 dezembro 2006

VOLOSHIN, A. S.; MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E. Dynamic loading on the human musculoskeletal system – effect of fatigue. **Clinical Biomechanics**. V.13, p. 515-520, 1998.

VOLOSHIN, A. S. **Propagação do Impacto e seus Efeitos sobre o Corpo Humano**. In: Biomecânica no Esporte: Performance e Prevenção da Lesão. Vladimir Zatsiorsky. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

WEINECK, J. **Treinamento ideal**. 9ª ed. São Paulo: Manole, 1999.

_____. **Biologia do esporte**. São Paulo: Manole, 2000.

WELLS, A. M.; GIAMPAOLI, E.; ZIDAN, L. M. **Riscos físicos**. São Paulo, FUNDACENTRO, 1983.

WIECZOREK, S. A.; DUARTE, M.; AMADI, A, C. ESTUDO DA FORÇA REAÇÃO DO SOLO NO MOVIMENTO BÁSICO DE “STEP”. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, 11(2): 103- 15, jul./ dez. 1997.

WOS, H.; LINDBERG, J.; JAKUS, R. Evaluation of impact loading in overhead work using a bolt pistol support. **Ergonomics**, v.35, n.9, p.1069-1079, 1992.

ZHANG, S. **Selected aspects of biomechanical and neuromuscular responses to landing performance.** Ph. D. University of Oregon, 1996. Abstract. Disponível em: <<http://www.cev.org/biblioteca/index.html>> Acesso em: 9 julho 2000.

ZHANG, S.; BATES, B. T.; DUFEK, J. S. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. **Medicine and Science in Sports & Exercise**, v.32, n.4, p. 812-819, 2000.

ZHANG, S.; CLOWER, K.; KOHSTALL, C.; YU, Y-J. Effects of various midsole densities of basketball shoes on impact attenuation during landing activities. **Journal of Applied Biomechanics**. v.21, n.1, p.3-17, 2005.

ZIOUPOS, P.; CASINOS, A. Cumulative damage and the response of human bone in two-step loading fatigue. **Journal of Biomechanics**. v.31, n.8, p. 825-833. 1998.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Entrevista Semi-estruturada

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA - UFSC
CENTRO DE DESPORTOS - CDS
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA - DEF

Eu, _____ estou ciente dos objetivos da pesquisa AVALIAÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DO BODY COMBAT, CONSIDERANDO AS MAGNITUDES DAS FORÇAS DE IMPACTO, INCIDÊNCIA E MECANISMOS DE LESÕES, desenvolvida pelo mestrando Guilherme Felício Mülbersted Coelho e orientada pela Prof^a Dr^a Saray Giovana dos Santos. Assim, abaixo assino o consentimento de participação na mesma, na categoria de entrevistado.

Florianópolis, ____/____/____. _____

1. Sexo: () M () F
2. Idade _____ anos
3. Massa corporal: _____ Kg
4. Estatura: _____ cm
5. Qual sua formação? () Graduação () completa. Instituição _____
() incompleta. Instituição _____
() especialização. Instituição _____
() mestrado. Instituição _____
() doutorado. Instituição _____
() Provisionado
6. Há quanto tempo já ministra o *Body Combat*?
_____ anos
_____ meses
7. Em que tipo de piso você normalmente ministra suas aulas?
() tablado de madeira (colocado sobre qual superfície?)
() piso de madeira (como os de sala de dança)
() cerâmica (piso de cimento revestido de cerâmica)
() Cimento
(_____) Outro.
Qual? _____
8. Que tipo de calçado você normalmente utiliza?

9. Utiliza algum tipo de equipamento de proteção? () não () sim. Qual e por quê?

10. Ministra outras aulas de outras modalidades? () não () sim. Se sim, qual(is) e quantas?

11. Quantas sessões de aulas de ginástica você ministra por dia? _____ sessões. E de *Body Combat*? _____(dia ou semana).

12. Quanto tempo dura cada aula de *Body Combat*? _____ minutos

12. Com relação à intensidade dos impactos, você percebe alguma mudança nas mudanças de séries? () não () sim. Se sim, quais? _____

13. Com relação à intensidade dos impactos, como você classifica suas aulas? () forte () médio () fraco.

14. Existe algum momento da aula que você sente exigir mais do teu organismo? () não () sim. Qual? _____

Por quê? _____

15. Como funciona o seu intervalo entre uma aula e outra? Existe intervalo?

Se há intervalo entre as aulas que você ministra durante seu dia de trabalho, quanto seria?

_____ minutos.

No caso de sentir cansaço(fadiga), você sente que ele é recuperado de uma aula para outra? () não () sim

E de um dia para outro? () não () sim

16. Já sofreu alguma lesão decorrente do trabalho com ginástica?(combat) () não () sim. Se sim, quantas? _____

Em qual parte do corpo? _____

Que tipo de lesão? _____

Houve reincidência () não () sim

17. Você tem um diagnóstico médico de sua(s) lesões? () não () sim. Se sim, qual foi? _____

18. Que tipo de tratamento foi realizado? Coloque em ordem de utilização () medicamento () fisioterapeuta () outros? Qual(is)? _____

19. Durante as aulas, você sente algum tipo de dor? () não () sim. Se sim, local. _____ e intensidade ()fraca ()média ()forte/()fraca ()média ()forte/()fraca ()média ()forte

20. Você sente dores articulares e/ou musculares nas mudanças de séries? () não () sim. Elas são agudas ou se apresentam no dia seguinte? Se sim, em que locais? _____

21. Você percebe a quantidade de saltos que realiza em cada aulas? () não () sim. Você acredita que essa quantidade seja () excessiva () um pouco acima do normal () normal.

23. Comentários que queira tecer.

APÊNDICE B - Ficha Escalate para a Filmagem do Mix 30 de *Body Combat*

Número de Saltos	Tempo	Tipo		
		Esquerda	Ambos	Direita
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				
21				
22				
23				
24				
25				
26				
27				
28				
29				
30				
31				
32				
33				
34				
35				
36				
37				
38				
39				
40				
41				
42				
43				

APÊNDICE C – Termo de Consentimento Livre Esclarecido

Eu _____,

consinto em participar da pesquisa intitulada **Análise das Magnitudes de Impacto nas articulações dos joelhos e tornozelos de professores de *Body Combat e Body Attacks***. No intuito de verificar e quantificar as magnitudes dos impactos causados pelas aulas destes dois métodos ginásticos para os professores e o possível desconforto físico gerados pelos impactos repetitivos, utilizando sobrecarga em alguns casos e muitas vezes, ministrando até 10 aulas diárias é que se justifica este estudo.

Para este estudo será realizada uma entrevista semi-estruturada e em seguida, na parte laboratorial a ser realizada no Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina, será afixado um acelerômetro triaxial por meio de uma faixa elástica no joelho e após execução dos movimentos, será afixado no tornozelo. A único risco associado à pesquisa é um pequeno desconforto que o acelerômetro pode causar por estar pressionado contra a pele.

Com esta pesquisa, esperamos poder auxiliar a comunidade acadêmica no que tange um número de aulas que possa ser considerada ideal pra a saúde dos professores.

Para este tipo de pesquisa, não existem outros métodos senão a acelerometria, para tal, estão responsáveis pela pesquisa a Professora Doutora Saray Giovana dos Santos e o Mestrando Guilherme Felício Mülbersted Coelho, auxiliados por um bolsista do curso de Engenharia Elétrica, o qual faz a verificação constante do equipamento e da leitura dos dados coletados, sendo que serão tiradas todas as dúvidas quanto à pesquisa sempre que o participante sentir necessidades.

O participante tem toda a liberdade de escolher não participar ou se retirar da pesquisa sem prévio aviso, a participação é voluntária e não há nenhum tipo de penalização para tal ato.

Há que ressaltar que todos os dados pessoais serão mantidos em sigilo, tendo acesso a tais dados apenas os pesquisadores responsáveis supracitados.

Participante

Guilherme F. M. Coelho

Saray Giovana dos Santos

ANEXOS

ANEXO A – DECLARAÇÃO DE PUBLICAÇÃO DO TRABALHO

**DECLARAÇÃO (pesquisador/a responsável)**

Declaro que no desenvolvimento do projeto de pesquisa **ANÁLISE DAS MAGNITUDES DE IMPACTO NAS ARTICULAÇÕES DOS JOELHOS E TORNOZELOS DE PROFESSORES DE *BODY COMBAT* E *BODY ATTACK***, cumprirei os termos da Resolução CNS 196/96 e suas complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e a publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não. Declaro, ainda, que não há conflitos de interesses entre o/a (os/as) pesquisador/a (es/as) e participantes da pesquisa. Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto em questão.

Florianópolis,/...../.....

ASSINATURA
(Pesquisador/a Responsável/Orientador/a)

ASSINATURA
(Pesquisador/a Principal/Orientando/a)