

IMPACTOS MECÂNICOS EM JUDOCAS PROJETADOS PELA TÉCNICA IPPON-SEOI-NAGE

MECHANICALS IMPACT IN JUDO ATHLETES THROWN BY THE IPPON-SEOI-NAGE TECHNIQUE

Tatiane Piucco*
Saray Giovana dos Santos**

RESUMO

Este estudo, de caráter exploratório, objetivou analisar as magnitudes e o tempo de duração dos impactos gerados no corpo do judoca projetado pela técnica *Ippon-Seoi-Nage*. Participaram dois judocas faixa preta, sendo o *tori* (judoca que projeta) com 75kg e 19 anos de prática, e o *uke* (judoca que cai) com 72kg e 15 anos de prática. Foi utilizado um acelerômetro triaxial fixado no punho, quadril e tornozelo do *uke*. Os maiores valores de impacto foram no punho no eixo vertical (351,95 g), os menores valores no quadril se verificaram no eixo anteroposterior (5,18 g) e os tempos de impacto foram maiores no quadril no eixo vertical (0,58 s). Considerando-se os altos valores de impacto e o elevado número de quedas por treino no judô, sugere-se que sejam revistos as metodologias de práticas e o tipo de tatame utilizado, objetivando minimizar os possíveis efeitos deletérios dos impactos sobre o organismo dos judocas em longo prazo.

Palavras-chave: Judô. Impacto. *Ukemi*.

INTRODUÇÃO

Muito embora os impactos mecânicos nos esportes sejam frequentes, poucos estudos investigam as magnitudes dos impactos gerados em esportes cujos fundamentos exigem quedas e/ou aterrissagens, a exemplo do judô e do voleibol, bem como as consequências destes impactos sobre o organismo do atleta. Este quadro pode ser justificado pela complexidade e dificuldades de mensurar e verificar os efeitos das vibrações mecânicas ao organismo, conforme afirma Griffin (1990).

Em virtude da complexidade dos fatores que determinam as respostas do homem a vibrações, foram estabelecidas normas para facilitar a avaliação e comparação dos dados e determinar os níveis de aceitação de exposição do corpo todo às vibrações (SANTOS, 2003).

Quanto a vibrações mecânicas do tipo periódicas, comuns em veículos e construções, e àquelas providas de equipamentos e máquinas

trabalhando nas proximidades, existem normas (ISO 2631,1985; ISO 5349,1986; BS 6841,1987) que limitam o tempo de exposição do corpo humano a elas; porém estas normas não são consideradas aplicáveis a exposições a vibrações do tipo transitórias, que contenham impactos mecânicos (choques) repetitivos, nem proveem meios para relacionar esses impactos com seus efeitos sobre a saúde.

O único critério que se pode tomar como referência (entendendo-se a duração do pulso como o tempo total de impacto) para impactos esportivos é o citado por Macaulay (1987), o qual é plotado graficamente para três regiões: uma região de curta duração para tempos de 0,001 a 0,01 s, uma região intermediária e uma de longa duração, para tempos maiores que 0,1 s. Este critério postula que quanto menor a duração dos eventos, maiores acelerações o organismo suporta, sem ser acometido de lesões. Não obstante, nele não é citado o número de eventos que o organismo pode suportar por um

* Doutoranda do Programa de Pós-Graduação em Educação Física do Centro de Desportos da Universidade Federal de Santa Catarina.

** Professora Doutora do Departamento de educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina.

determinado período de tempo, nem o intervalo entre as repetições.

Mesmo sem critérios específicos, estudos como os de Voloshin (2004), Lafortune et al. (1995), Derrick e Mercer (2004), entre outros, apontam a repetição dos movimentos esportivos como os principais mecanismos de lesões desportivas. Com efeito, os esportes cujos fundamentos impõem aos seus praticantes altas intensidades de impacto nas aterrissagens com altos índices de repetição, a exemplo dos saltos no voleibol e no basquetebol e quedas em esportes de combate, são os que mais concorrem para o acometimento por lesões de atletas que treinam periodicamente.

As respostas mecânicas do corpo humano aos impactos dependem da forma como a vibração se manifesta, ou seja, dos valores de aceleração e da frequência de respostas da susceptibilidade individual, que variam muito conforme os diferentes tipos de indivíduo e a região do organismo considerada (SANTOS, 2003).

Nas artes marciais a relação das lesões esportivas é bastante elevada, ficando em torno de 22,3/1000 (LEAVITT, 2003). No judô, em atletas adultos do sexo masculino, a taxa de acometimento de lesões varia entre 25,2 e 122,6/1000 atletas expostos, e nas mulheres, entre 34,3 e 130,6/1000 (BARRAULT et al., 1983; PIETER et al., 2001; JAMES; PIETER, 2003).

Segundo Sterkowicz (2006), os ataques inesperados no judô podem provocar danos corporais principalmente durante a projeção e a queda na região posterior do sacro. Santos e Melo (2003) afirmam que, muito embora os *ukemi* no judô tenham sido idealizados para amenizar os efeitos das quedas, dissipando no tatame, no momento do impacto, a energia cinética empreendida no corpo e assim prevenindo os efeitos indesejáveis das vibrações, as lesões sofridas pelos judocas, na sua maioria, são resultantes de *ukemi* malrealizados. Alguns estudos descritivos têm levantado as causas das lesões provenientes de impactos, como foi o caso de Santos e Shigunov (2001), que encontraram, em um estudo descritivo longitudinal, que grande parte das lesões sofridas por judocas eram provenientes das quedas realizadas de forma errada. Além

disso, podemos considerar o grande número de quedas realizadas por judocas amadores, que fica em torno de 74 quedas por treino (SANTOS et al., 2001), como um fator que pode contribuir para o aumento no acometimento de lesões.

De acordo com Barsottini et al. (2006), os golpes mais frequentes que ocasionam lesões no judô são o *Ippon-seoi-nage*, com 23%, o *Tai-otoshi* com 22% e o *Uchi-mata*, com 9%, sendo estas algumas das técnicas mais utilizadas pelos judocas da categoria peso leve em competições (SIKORSKI et al., 1987). Deste modo, tendo-se em vista a importância de investigar variáveis que possam estar propiciando malefícios ao organismo dos atletas, para que se possam propor ações que evitem ou, pelo menos, amenizem os efeitos dessa prática, para este estudo levantaram-se as seguintes questões a serem investigadas: “Quais as magnitudes dos impactos a que um judoca é submetido ao ser projetado pela técnica *Ippon-seoi-nage*?”; “Será que os níveis vibratórios advindos desta queda estão em níveis geradores de lesões?”.

Para responder às questões do estudo, objetivou-se investigar as características dos impactos em diferentes regiões corporais do judoca durante a queda proveniente da projeção da técnica *Ippon-seoi-nage*. Mais especificamente, objetivou-se identificar as magnitudes e os tempos dos impactos gerados no punho, quadril e tornozelo no momento da queda e comparar as magnitudes e os tempos dos impactos entre os eixos de movimento (laterolateral, anteroposterior e vertical) e entre as articulações corporais (punho, quadril e tornozelo).

MATERIAIS E MÉTODOS

Participaram desse estudo do tipo exploratório dois judocas, escolhidos intencionalmente, sendo ambos com biótipo, graduação judoística (faixa preta) e nível técnico similares, competidores da categoria de peso leve (66 a 73 kg) e meio-médio (73 a 81 kg). O *tori* (judoca que projeta) com idade de 22 anos, massa de 75 kg, estatura de 1,75 m e com tempo de prática de 19 anos, e o *uke* (judoca que cai) com idade de 22 anos, massa de 72 kg, estatura de 1,75 m e com tempo de prática de 15 anos.

Por ser um trabalho exploratório, é justificada a utilização de apenas dois sujeitos, com características físicas e técnicas o mais próximas possível, além da dificuldade da coleta, em função da disponibilidade de apenas um acelerômetro, fixado em três locais diferentes do corpo para as coletas.

Para medir a aceleração (m/s^2) durante os impactos do judoca projetado no tatame foi utilizado um acelerômetro triaxial do Tipo 4321 da Bruel & Kjaer, confeccionado de titânio, com dimensões de 28,6 x 28,6 x 17 mm, com capacidade máxima de choque de 1000 g (aceleração da gravidade).

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, e da assinatura dos atletas de um consentimento informado, de acordo com as exigências no Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC, processo aprovado sob o n.º 017/07, os dados foram coletados da seguinte forma: o acelerômetro foi fixado no judoca, que era projetado segundo a metodologia adotada por Santos (2003), ou seja, no punho, sobre a articulação radioulnar distal (Figura 1), no quadril, na porção superior da crista ilíaca (Figura 2), e no tornozelo, dois centímetros proximais ao maléolo medial (Figura 3). A fixação do acelerômetro e dos cabos foi efetuada com fita elástica de modo a permitir a execução das técnicas de forma natural e eles não apresentarem oscilação.

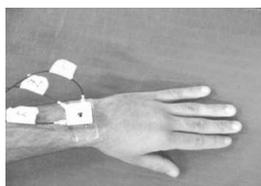


Figura 1 – Fixação no punho



Figura 2 - Fixação no quadril

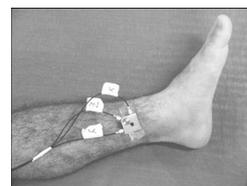


Figura 3 – Fixação no tornozelo

Na posição anatômica, os eixos x , y e z corresponderam respectivamente às direções anteroposterior, vertical e laterolateral (Figura 4).



Figura 4 - Direção de x , y e z na posição em pé.

Porém no momento do impacto o judoca cai no tatame na posição lateral, e os eixos do acelerômetro ficam assim dispostos: x - laterolateralmente; y - anteroposteriormente; e z verticalmente (Figura 5).

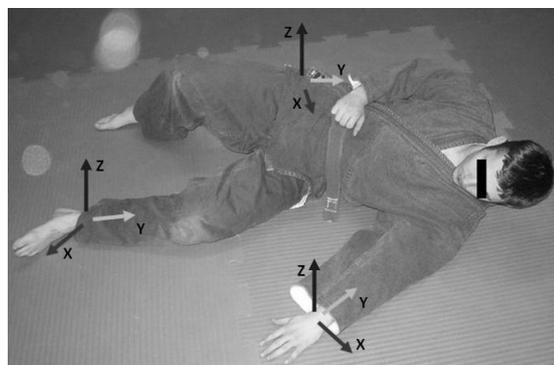


Figura 5 - Direção de x , y e z na posição do *ukemi*

Para a coleta propriamente dita, montou-se no Laboratório de Biomecânica da UFSC uma área com tres tatames sintéticos, compostos de copolímero etileno acetato de vinila (EVA), texturizado e siliconizado, cada um medindo 199,0 x 99,0 x 4,0cm (Figura 6). Após adaptação e aquecimento os judocas realizaram dez projeções e queda da técnica *Ippon-seoi-nage* para cada articulação corporal – punho, quadril e tornozelo - a fim de realizar análise estatística com maior confiabilidade nos resultados das caracterizações dos valores e nas comparações.



Figura 6 – Área de 297,0 x 199,0 cm x 4,0 cm, montada com três tatames para a execução das projeções.

A escolha da técnica *Ippon-seoi-nage* para a realização do estudo é justificada pela preferência pelos atletas investigados e pelas altas magnitudes de impacto que ela pode gerar no corpo do *uke* durante o *ukemi*, visto que o atleta é lançado de uma altura considerável em queda livre após a aplicação do golpe. Ademais, esta técnica é referida na literatura como uma das mais executadas por

judocas de categoria leve (SIKORSKI et al., 1987), além de ser um dos golpes que mais frequentemente ocasionam lesões no judô (BARSOTTINI et al., 2006).

A execução da técnica *Ippon-Seoi-Nage* (Figura 7), de acordo com Imamura et al. (2006), ocorre da seguinte maneira: o *kuzushi* começa com o primeiro movimento do *tori* para a entrada do lançamento e termina com a colocação do pé de apoio do *tori* no chão, de forma que ambos os pés estejam no chão. O *tsukuri* segue imediatamente o *kuzushi* e começa com *tori* empurrando os pés contra o chão e termina quando os calcanhares do *uke* começam a perder o contato com o chão. O *kake* segue o *tsukuri* e começa quando os dedos do pé do *uke* sobem do chão, sendo seu corpo lançado ao ar, e termina quando qualquer parte de ambas as pernas toca no chão.

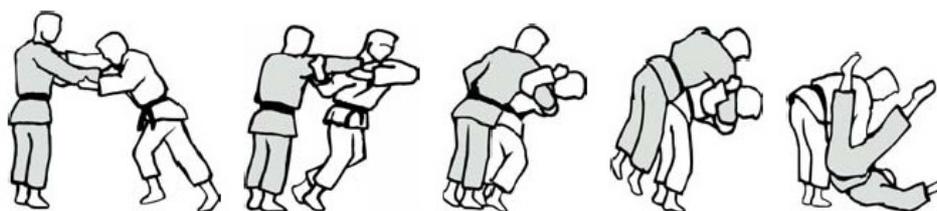


Figura 7 – Fases de projeção da técnica *Ippon-Seoi-Nage*. Fonte: Imamura et al. (2006).

Quanto ao procedimento para aquisição dos sinais, a carga elétrica gerada pelo transdutor piezelétrico (acelerômetro) durante a queda, nas três direções (*x*, *y* e *z*), foi transmitida por intermédio de cabos para os respectivos pré-amplificadores, ajustados para valores de aceleração (m/s^2). Os pré-amplificadores foram configurados da seguinte maneira: filtro do tipo passa-banda entre as frequências de 2 a 1000 Hz; sensibilidade de 1 a 11 pC/m/s²; ganho dos sinais ajustado individualmente para cada canal/eixo, sujeito e articulação investigada, podendo variar de 0,1 a 1000 mV/unidade de saída, determinado pela identificação dos limites de saturação (perda) dos sinais coletados em uma “coleta teste” realizada antes das coletas propriamente ditas. Depois de pré-amplificados, os sinais foram adquiridos pelo módulo de aquisição MSC1000, com a configuração de entrada

analogica das chaves (*DIP SWITCH SWx3*) para entrada de tensão, gerada pelo acelerômetro piezelétrico.

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

O sistema de aquisição dos sinais está ilustrado na Figura 8.

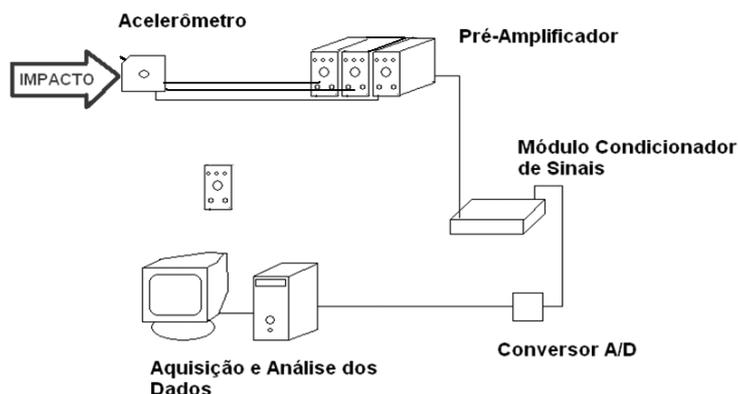


Figura 8 - Sistema de aquisição dos sinais de acelerometria.

Os sinais foram analisados pelo programa *AqDAnalysis 7.0*, sendo os dados exportados para o *software Excel* da Microsoft®. Primeiramente foi ajustada a linha de base ou referência zero dos sinais brutos, quando estes se apresentaram com *off-set* (linha de base fora do valor zero). Foram encontrados os valores de pico dos sinais em m/s^2 , no domínio do tempo, e depois de feita a correção

pelo fator de amplificação respectivo para os diferentes segmentos corporais, esses valores foram divididos por 9,81 para serem transformados em unidades gravitacionais *g*. Os tempos de duração dos impactos (segundos) foram determinados pela diferença entre o tempo final e o tempo inicial do valor de pico do evento, como observado na Figura 9.

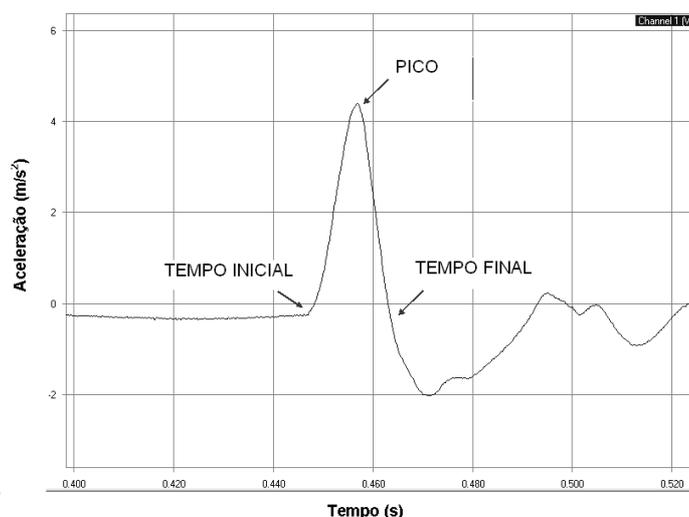


Figura 9 - Critério utilizado para a retirada das magnitudes de impacto e dos tempos de duração de cada evento.

Os dados foram tratados estatisticamente por meio do programa *SISVAR 5.0*, utilizando-se a estatística descritiva (média, desvio padrão e coeficiente de variação) para a identificação das variáveis. Para comparar os valores de impacto e os valores de tempo de duração dos impactos entre os eixos de movimento e entre as articulações corporais, inicialmente aplicou-se um teste de *Shapiro-Wilk* para comprovar a normalidade dos dados e posteriormente utilizou-se a análise de variância multifatorial (*MANOVA three way*), com um intervalo de

confiança de 95%, a análise de variância a $p \leq 0,05$ e posteriormente utilizou-se a análise de variância multifatorial, com um intervalo de confiança de 95%.

RESULTADOS

As magnitudes dos impactos (*g*) nas coordenadas *x*, *y* e *z* medidos no punho, quadril e tornozelo durante o *ukemi* na técnica *Ippon-Seoi-Nage*, estão dispostas na Tabela 1.

Tabela 1 – Magnitudes dos impactos (g) medidos durante o *ukemi* na técnica *Ippon-Seoi-Nage* no punho, quadril e tornozelo, nos eixos laterolateral (x), anteroposterior (y) e vertical (z).

Local Eixos	Punho			Quadril			Tornozelo		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
\bar{X} (g)	140,21	75,99	351,95	9,33	5,18	13,51	76,09	101,97	242,89
S (g)	40,24	43,36	96,59	4,15	1,54	5,44	55,06	53,52	142,01
Máxim (g)	218,55	128,24	447,81	17,45	7,84	24,60	183,51	169,52	539,67
Mínim (g)	73,39	17,64	140,57	4,58	3,48	5,50	27,28	29,58	117,92
CV (%)	28,70	57,06	27,44	44,46	29,78	40,27	72,36	52,48	58,47

Observando-se a tabela 1, verificam-se altos valores de impacto tanto no punho quanto no tornozelo do judoca, assim como a heterogeneidade dos valores em todas as articulações avaliadas.

Os valores dos tempos os impactos (segundos) nas coordenadas x, y e z, medidos no punho, quadril e tornozelo durante a técnica *Ippon-Seoi-Nage*, estão dispostos na Tabela 2.

Tabela 2 – Tempos dos impactos (s) medidos durante a técnica *Ippon-Seoi-Nage* no punho, quadril e tornozelo, nos eixos laterolateral (x), anteroposterior (y) e vertical (z).

Local Eixos	Punho			Quadril			Tornozelo		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
\bar{X} (s)	0,010	0,005	0,011	0,042	0,026	0,587	0,006	0,011	0,014
S (s)	0,002	0,002	0,003	0,010	0,011	0,098	0,003	0,010	0,003
Máxim (s)	0,014	0,012	0,016	0,059	0,043	0,687	0,012	0,040	0,018
Mínim (s)	0,006	0,004	0,008	0,026	0,011	0,354	0,003	0,006	0,010
CV (%)	23,927	46,260	23,068	23,334	44,240	16,727	44,368	91,117	17,690

Os valores dos tempos dos impactos apresentados nas articulações, com exceção do quadril no eixo z, são todos de curta duração (<0,01 s), de acordo com o critério de Macaulay (1987).

Os resultados das comparações das magnitudes e tempos de duração dos impactos entre os eixos (x, y, z) e entre as articulações corporais (punho, quadril e tornozelo) estão dispostos na Tabela 3.

Tabela 3 - Comparação das magnitudes e tempos de duração dos impactos entre os eixos (x, y e z) e entre as articulações (punho, quadril e tornozelo).

Local	Variável variável	x	y	z
Punho	IMPACTO	140,21	75,99	351,95 **
	TEMPO	0,010	0,004	0,011
Quadril	IMPACTO	9,33 *	5,18	14,91 *
	TEMPO	0,043	0,025	0,650 *
Tornozelo	IMPACTO	76,09	101,97 *	242,89 *, **
	TEMPO	0,07	0,019	0,014

Onde: * diferença estatística entre as articulações corporais. ** diferença estatística entre os eixos; $p \leq 0,05$.

Na comparação entre os eixos, observa-se na Tabela 3 que no punho as magnitudes de impacto no eixo z foram significativamente maiores que nos eixos x e y. No quadril, somente os tempos de duração dos impactos foram maiores no eixo z, e no tornozelo, as magnitudes de impacto no eixo z foram significativamente maiores que nos eixos x e y.

Na comparação entre as articulações, as magnitudes dos impactos no quadril, no eixo x e z, foram significativamente menores do que nas demais articulações, e no tornozelo, os impactos no eixo y e z foram maiores. Os tempos de duração dos impactos foram maiores no quadril, no eixo z.

DISCUSSÃO

A grande variabilidade dos dados observada no tornozelo (Tabelas 1 e 2) podem ter ocorrido por causa da dificuldade no controle do movimento do quadril e membros inferiores ao longo da execução do *ukemi*. De acordo com Santos e Melo (2001), durante a queda o atleta realiza uma sequência de movimentos com mudanças sucessivas do eixo de rotação do corpo, até o momento da colisão, que inicia com a batida controlada da mão no tatame, seguida do apoio do ombro, que serve como eixo de rotação para o quadril, que, por conseguinte, forma um novo eixo para rotação dos membros inferiores.

Outro fator que também pode ter influenciado nos altos valores do CV das magnitudes dos impactos é a caracterização das projeções como uma tarefa motora aberta, cuja execução sofre interferência da reação do *uke*. A situação laboratorial pode ter interferido em função da limitação da movimentação dos atletas, visto que os cabos do acelerômetro eram fixados no corpo. O tempo estipulado entre uma projeção e outra (30s para prevenir estresse) pode ter feito com que o *tori* mantivesse o ritmo de execução, alterando assim os valores de impacto. Em situação real, tanto de treinamento quanto de competição, as magnitudes dos impactos provavelmente seriam muito maiores.

Com relação às magnitudes dos impactos nos diferentes eixos de movimento (Tabela 3), verificou-se que os valores médios de impactos obtidos no eixo *z* (vertical) foram maiores que os demais, seguidos pelos valores do eixo *x* (laterolateral) e em menores valores no eixo *y* (longitudinal). Este fato se deve à técnica de amortecimento de queda chamada *zempô-kaiten-ukemi*, utilizada pelo judoca quando é projetado por este tipo de técnica (*Ippon-seoi-nage*), em que ele gira sobre os ombros e bate primeiramente com a mão no tatame, nas direções vertical e médio-lateral, justificando os valores gradativos de *z* para *x* e para *y*. A ação da força gravitacional e da velocidade com que o atleta é projetado também contribui para o aumento das forças de impacto no sentido vertical no momento da colisão.

Quanto à comparação das magnitudes de impacto entre as articulações corporais, verifica-

se que os maiores valores foram registrados no punho e no tornozelo, ambos no sentido vertical. Esses resultados são justificados pelo fato da mão ser o primeiro segmento a tocar o solo. Segundo Santos (2003), esse gesto provoca uma transferência da quantidade de movimento da mão através do braço para as demais partes do corpo. Já o tornozelo percorre uma trajetória maior, devido ao comprimento do raio formado pela distância entre o quadril e o pé, gerando uma grande velocidade tangencial e, conseqüentemente, um grande valor de impacto (SANTOS, 2003). Outro fator que pode ter influenciado as maiores magnitudes de impacto no punho e no tornozelo é a massa relativamente pequena desses segmentos. A massa corporal proporciona variações no tempo de contato entre os corpos, ou seja, quanto maior a massa, maior é a deformação dos corpos e maior é o tempo de contato entre eles, o que diminui as magnitudes da força de impacto gerada (NUSSENZVEIG, 1996). Por isso, para que se possa inferir corretamente a relação entre massa e forças impactantes, torna-se importantíssimo considerar ainda a atuação de elementos dissipativos que atuam no momento da colisão como a deformação dos tecidos corporais e do piso ou tatame.

Já na região do quadril foram registradas as menores magnitudes de impacto em relação aos outros locais investigados. Os resultados foram similares aos encontrados por Santos (2003), que investigou os valores das magnitudes de impactos em judocas sendo projetados também pela técnica *Ippon-seoi-nage*, em diferentes tipos de tatames, e encontrou valores de impacto no quadril menores que os encontrados no tornozelo e no punho. O principal fator que ameniza os valores dos impactos gerados no quadril é a antecipação da batida controlada da mão no tatame, seguida do apoio do ombro, que serve como eixo de rotação para o quadril durante o rolamento do *uke*, dissipando grande parte do impacto advindo da colisão do quadril do judoca com o tatame. A importância dessa dissipação, mesmo ainda parecendo pouca, é que, segundo Mertz (1993), o risco de lesões na pélvis é mais alto do que em outras partes do corpo, devido à sua localização, e principalmente porque essa região possui maior massa e maior número de órgãos internos que

seriam facilmente lesionados por impactos fortes.

Quando comparados os valores de tempo de impacto entre os eixos, o eixo vertical (z) foi o de maior duração. O critério de Macaulay (1987) aponta uma tendência global de que quanto menor for a duração do evento, maiores acelerações o organismo suporta. Considerando-se que o eixo vertical foi o que obteve maiores magnitudes e maiores tempos de duração dos impactos, pode-se deduzir que nesta direção ocorre a maioria das lesões advindas dos impactos no judô. Santos e Melo (2003) concluíram, em um estudo descritivo longitudinal, que grande parte das lesões sofridas por judocas eram provenientes das quedas realizadas de forma errada. Cair de forma errada significa não realizar a técnica de amortecimento correta, não ocorrendo distribuição das forças de impacto. Esta prática é comum, visto que um dos critérios para a pontuação no judô é a forma como o judoca cai. Não cair bem significa menor pontuação para o adversário e em muitos casos acaba gerando lesões, principalmente na região glenoumeral do *uke* (SANTOS; MELO, 2003).

Com relação aos tempos de duração dos impactos entre as articulações analisadas, os menores valores foram registrados no punho. Esse fato se deve à grande velocidade com que a mão atinge o solo, empregando uma grande velocidade de separação entre o corpo do judoca e o tatame e, conseqüentemente, um menor tempo de duração do impacto. Observa-se ainda que essa região sofreu as maiores intensidades de impacto, pois o valor do impacto (desaceleração) das partes envolvidas na batida (corpo do judoca e tatame) é inversamente proporcional ao tempo de duração do impacto. Já os maiores tempos de duração dos impactos foram registrados no quadril, resultados que foram encontrados também por Santos (2003). Esses resultados mostram que, pelo fato de estar localizado próximo do centro de massa corporal, o quadril possui maior massa, o que aumenta a deformação do tatame durante a colisão e, conseqüentemente, o tempo de contato.

Referenciando-se os dados encontrados com o critério de Macaulay (1987) para a tolerância do corpo inteiro às vibrações, pode-se afirmar que os valores médios das magnitudes de

impacto no punho (351,95 no eixo z) e tornozelo (242,89 no eixo z), medidas na técnica *Ippon-seoi-nage*, ultrapassam o limite de impacto citado para que não haja lesões severas (200 g); porém os tempos de duração desses eventos ($<10^{-1}$) podem ser considerados como de curta duração, portanto não causadores de lesões. Quanto ao tempo de impacto na região do quadril, registrado no eixo vertical, os valores chegam a ser maior que $\frac{1}{2}$ segundo, o que representa um pulso de longa duração; mas de acordo com o referido critério, as magnitudes de impacto geradas nessa região (menores que 14 g) não são suficientes para que ocorram lesões.

Como já apontado anteriormente, o critério de Macaulay (1987) não limita o tempo total diário de exposição permitido, como citam a ISO 5349 (1986) e a ISO 2631(1985) para eventos periódicos, como também não aponta o número de repetições nem intervalo de descanso entre os impactos. Sem o controle destas variáveis não se pode fazer qualquer inferência sobre a capacidade de autorreparo dos biomateriais ante as características das cargas e o processo de fadiga advindo das quedas no judô. Por outro lado, de acordo com Radin et al. (1998), partindo-se do pressuposto que quanto menores forem as durações dos impactos, maiores são as magnitudes que o corpo pode sustentar, os impactos, por si sós, não acarretariam danos ao organismo, porém sua repetitividade, sim. Podem-se salientar assim os possíveis efeitos deletérios ao corpo do judoca ao longo do tempo de prática, considerando-se o alto número de quedas realizadas em competições e principalmente em treinos, que podem chegar a uma média de $21,46 \pm 8,46$ quedas por sessão de treino para atletas amadores (MELO et al., 2005).

Ainda, para que se possa avaliar precisamente o efeito dos impactos no organismo de judocas, estudos experimentais devem ser realizados controlando variáveis que possam interferir na validação externa do trabalho, como o tipo de tatame utilizado, a velocidade de execução do golpe, a massa corporal do *uke*, a realização correta do *ukemi* o número de quedas por treino e o tempo de descanso entre as quedas. As coletas realizadas em ambiente laboratorial com os fios do acelerômetro presos ao corpo dos judocas

podem interferir também na realização das projeções de maneira espontânea e provavelmente na velocidade das projeções. Alguns fatores que interferem no número e na qualidade de execução do *ukemi* são o tipo e a fase de treinamento dos judocas, bem como o nível técnico do *tori*, pois uma projeção bem-realizada, dando segurança ao *uke*, é imprescindível para a realização de um *ukemi* que dissipe a energia contida no impacto mecânico no tatame, protegendo o organismo do judoca.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerando-se os resultados obtidos, o referencial teórico e as limitações do estudo, foi possível deduzir que:

- a) as maiores intensidades dos impactos foram encontradas no eixo vertical, em todas as regiões corporais analisadas;
- b) o quadril apresentou as menores magnitudes de impacto em todos os eixos, e o impacto no punho foi maior que no tornozelo apenas no eixo laterolateral;

- c) o maior tempo de duração dos impactos ocorreu no eixo vertical, em todas as regiões corporais investigadas;
- d) o quadril foi o local que apresentou o maior tempo de duração de impacto.

Por fim, pode-se concluir que é de grande importância a realização de investigações mais aprofundadas sobre o tema, visto que as características dos impactos mecânicos (magnitudes e tempo de duração) obtidas neste estudo podem gerar efeitos deletérios ao organismo dos judocas ao longo de anos de prática.

Vale também evidenciar aos *sensei* (professores) e judocas a importância da prática correta e constante do *ukemi*, tanto para os judocas iniciantes quanto para os experientes. Torna-se necessário desenvolver metodologias de prática que enfatizem sempre a correta execução de cada tipo de *ukemi* específico para cada tipo de projeção, respeitando-se durante os treinos os intervalos entre as projeções e a segurança da queda pregada pela “máxima” do judô *Jita-kyoei* (prosperidade e benefícios mútuos). Com tais medidas é possível minimizar o processo de fadiga do biomaterial e de sobrecarga ao qual o organismo é constantemente submetido durante o treinamento.

MECHANICALS IMPACT IN JUDO ATHLETES THROWN BY THE IPPON-SEOI-NAGE TECHNIQUE

ABSTRACT

This exploratory study aimed at analyzing the magnitudes and duration time of the body impacts generated during the *Ippon-Seoi-Nage* judo technique. Two judo black belted athletes were analyzed, the *tori* (one who throws) with 75 kg and 19 years of practice; the *uke* (one who receives the throw) with 72 kg and 15 years of practice. A triaxial accelerometer was used, fastened on the fist, hip and ankle of the *uke*. The largest impact values were found in the fist in the vertical axis (351,95 g) and the smallest values were found in the hip antero-posterior axis (5,18g); the impact duration times were greater in the hip vertical axis (0,58 s). Considering the high impact values found and the great fall repetitions that occur in judo during training, we suggest a review of the practice methodology and the *tatami* used, aiming at decreasing the harmful effects in athlete's organism in the long time.

Keywords: Judo. Impact. *Ukemi*.

REFERÊNCIAS

BARRAULT, D.; ACHOU, B.; SOREL, R. Accidents et incidents survenus au cours des compétitions de judo. *Symbian*, [S.l.], v. 15, p. 144–152, 1983.

BARSOTTINI, D.; GUIMARÃES, A. E.; MORAIS, P. R. Relação entre técnicas e lesões em praticantes de judô. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, São Paulo, v. 12, n. 1, p. 56-60, 2006.

BRITISH STANDARDS INSTITUTION. Guide to the evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock. **BS 6841-1 1987**. p. 1-20.

DERRICK, T. R.; MERCER, J. A. Ground/Foot Impacts: Measurement, Attenuation, and Consequences. *Medicine Science in Sports and Exercises*, Belconnen, v. 34, no. 6, p. 830-831, 2004.

GRIFFIN, M. J. **Handbook of human vibration**. London: Academic Press, 1990

IMAMURA, R. T. ; HRELJAC, A.; ESCAMILLA, R. F.; EDWARDS, W. B. A three-dimensional analysis of the center of mass for three different judo throwing techniques. *Journal of Sports Science and Medicine*, Belconnen, v. 5, p.122-131, 2006.

INTERNATIONAL STANDARD. Evaluation of human exposure to whole-body vibration. Part 1: General requirements. **ISO 2631 1985**. p. 1-17.

- INTERNATIONAL STANDARD. Mechanical vibration – Guidelines for the measurement and the assessment of human exposure to hand-transmitted vibration. **ISO 5349 1986**. p. 1-31.
- JAMES, G.; PIETER, W. Injury rates in adult elite judoka. **Biology of Sport**, Warszawa, v. 20, n. 1, p. 25–32, 2003.
- LAFORTUNE, M. A.; HENNING, E.; VALIANT, G. A. Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 28, no. 8, p. 989-993, 1995.
- LEAVITT, F. J. Can martial arts falling techniques prevent injuries? **Injury Prevention**, Pittsburgh, v. 9, p. 284, 2003.
- MACAULAY, M. **Introduction to impact engineering**. London: Chapman & Hall, 1987.
- MELO, S. I. L.; SANTOS, S. G.; TEIXEIRA, J. S.; CUNHA, A. G. Estudo da distribuição dos impactos mecânicos em sessões de treinamento de judô. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, Londrina, v. 10, n. 1, p. 76, 2005.
- MERTZ, J. H. Anthropomorphic test devices. In: NAHUM, A. M.; MELVIN, J. W. (Ed.). **Accidental Injury: biomechanics and prevention**. New York: Springer, 1993. p. 66–84.
- NUSSENZVEIG, H. M. **Curso de física básica 1 - Mecânica**. 3. ed. São Paulo: Ed. Blucher, 1996.
- PIETER, W.; TALBOT, C.; PINLAC, V.; BERCADES, L. T. Injuries at the Konica Asian Judo Championships. **Acta Kinesologiae Universitatis Tartuensis**, [S.l.], v. 6, p. 102–111, 2001.
- RADIN, E. L.; PAUL, I. L.; ROSE, R. M. Role of mechanics factors in pathogenesis of primary osteoarthritis. **The Lancet**, London, v. 1, p. 519 – 521, 1998.
- SANTOS, S. G. **Estudo das características de impacto e da percepção humana de conforto na prática de ukemis em diferentes tatames**. 2003. Tese (Doutorado em Engenharia de Produção) - Departamento de Engenharia de Produção, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Santa Catarina, 2003.
- SANTOS, S. G.; DUARTE, M. F. S.; MELO, S. I. L. Dor percebida pelo judoca na execução dos ukemis. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ATIVIDADE FÍSICA & SAÚDE, Florianópolis, 3., 2001. **Anais...** Florianópolis: UFSC, 2001. p. 135.
- SANTOS, S. G.; MELO, S. I. L. Biomecânica aplicada ao judô. In: FRANCHINI, E. **Judô desempenho competitivo**. 1. ed. São Paulo: Manole, 2001. p. 97-125.
- SANTOS, S. G.; MELO, S. I. L. Os “ukemis” e o judoca: significado, importância, gosto e desconforto. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, Florianópolis, v. 5, n. 2, p. 33-43, 2003.
- SANTOS, S. G.; SHIGUNOV, V. Percepção do atleta sobre as causas de suas lesões. **FIEP Bulletin**, Curitiba, v. 16, p. 273-276, 2001.
- SHMITT, K. U.; NIEDERER, P.; WALZ, F. **Trauma biomechanics**. Introduction to accidental injury. New York: Springer, 2004.
- SIKORSKI, W.; MICKIEWICZ, G.; MAJLE, N.; LAKSA, C. Structure of the contest and work capacity of the judoist. In: PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL CONGRESS ON JUDO, CONTEMPORARY PROBLEMS OF TRAINING AND JUDO CONTEST, Spala, 1987. **Anais...** Spala: Mickiewicz, 1987. p. 58-65.
- TERKOWICZ, S. Body injury of youth training in Judo. **JudoInfo Research**. Disponível em: <<http://www.judoinfo.com/research4.htm>>. Acesso em: 6 set. 2006.
- VOLOSHIN, A. S. Propagação do Impacto e seus Efeitos sobre o Corpo Humano. In: ZATSIORSKY, V. **Biomecânica no esporte: performance e prevenção da lesão**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

Recebido em 11/07/09
Revisado em 20/03/09
Aceito em 09/04/10

Endereço para correspondência: Tatiane Piucco. Rua Capitão Romualdo de Barros, 694, ap. 301C, Carvoeira, CEP 88040-600, Florianópolis-SC. E-mail: tatianepiucco@yahoo.com.br