

Aceleração e tempo de duração de impacto em segmentos corporais do judoca durante a realização de *ukemi* em diferentes tipos de tatames

Saray G. dos Santos¹
Sebastião I.L. Melo²
Roberto M. Heidrich³
Antônio R.P. Moro¹
Diogo C. Reis¹

<https://doi.org/10.5628/rpcd.07.02.156>

¹Laboratório de Biomecânica
DEF/CDS/UFSC
Florianópolis SC, Brasil

²Laboratório de Biomecânica
CEFID/UDESC
Florianópolis SC, Brasil

³Departamento de Engenharia Mecânica
CTC/UFSC
Florianópolis SC, Brasil

RESUMO

Este estudo, de cunho exploratório, objectivou verificar e comparar as acelerações e os tempos de duração dos impactos sofridos por diferentes segmentos corporais de judocas (punho, quadril e tornozelo) através de quedas em diferentes tipos de tatames. Para a realização do estudo foram seleccionados sete tipos diferentes de tatames (seis sintéticos e um de palha), assim como, dois judocas para executarem a técnica “Ipon-Seoi-Nague” e respectivo amortecimento “Zempo-Kaiten-Ukemi”. Como instrumento de medida, foi utilizado um acelerómetro triaxial da Bruel & Kjaer®, conectado a um sistema de aquisição de sinais. Para a colecta de dados, o acelerómetro foi fixado sucessivamente no punho, no quadril e no tornozelo, medindo as acelerações provenientes de 10 impactos em cada segmento em cada um dos sete tipos de tatames. Os resultados obtidos permitem afirmar que os valores dos impactos recebidos pelos judocas, principalmente no punho e tornozelo, ultrapassam os limites considerados seguros em todos os tipos de tatames, os quais, mesmo sendo impactos de curta duração, encontram-se em limites considerados geradores de severas lesões (aceleração > 200 g). De acordo com os resultados deste trabalho, os tatames “A”, “B” e “F” foram os que se apresentaram mais apropriados para o amortecimento de quedas no Judô.

Palavras-chave: impacto, ukemi, tatame.

ABSTRACT

Acceleration and impact time on judo's athlete body segments during ukemi movement on different tatame types

This exploratory study was conducted to detect and compare the accelerations and the time intervals of impacts suffered by different body segments of a judoka (wrist, hip, and ankle) using different types of tatami. In order to accomplish this study, seven different types of tatami were selected intentionally (six of them synthetic and one natural - straw). We had the help of two judoka to execute the “Ipon-Seoi-Nague” technique and the respective “Zempo-Kaiten-Ukemi” reduction. A Bruel&Kjaer triaxial accelerometer was used for the measurements. It was connected through cables to preamplifiers linked to a system of terminals with divisors where the signal was acquired. For the data collection, the accelerometer was fastened on the wrist, on the hip, and on the ankle. The device measured the accelerations of 10 impacts of every segment in each of the seven types of tatami, totaling 210 measures. The results obtained allow us to state, based on tolerance criteria, that the values of the impacts received by the judoka, mainly in the fist and ankle body segments, exceed the limits considered safe. Even though these impacts were of short duration, they are in limits considered causer of severe injuries (acceleration >200g). From the results of this work, the more appropriate for Judo falls damping were the tatami “A”, “B” and “F”.

Key-words: impact, ukemi, tatami.

INTRODUÇÃO

Entre as preocupações de pesquisadores em diferentes áreas, tais como Ergonomia, Engenharia Mecânica, Biomecânica e algumas áreas da Saúde, encontram-se as respostas do corpo humano a diferentes tipos de impactos e vibrações. Há muitas actividades que produzem vibrações e impactos, sendo grande parte delas relacionadas com actividades laborais e esportivas.

O efeito do impacto em corpos acelerados tem sido estudado em tecidos rígidos⁽²³⁾, mostrando que a exposição a vibrações provocadas pelo impacto causa lesões.

Com relação à prática de esportes, apesar do entendimento incompleto das causas e da natureza dos danos relacionados à mesma, a crença de que a exposição repetitiva aos impactos pode induzir ao dano tem recebido um considerável interesse por parte de pesquisadores em biomecânica do esporte (4,1,2,5,14,15,16,22).

De maneira geral, qualquer tipo de impacto advindo dos esportes é um evento caracterizado pela ocorrência de forças de grande intensidade e curta duração, isto é, forças impactantes, e estas são frequentes em vários esportes, como exemplo, pode-se citar a prática do judô, onde para toda a projeção (*Nage-Waza*) existe uma queda (*ukemi*). As quedas são realizadas por técnicas de amortecimento, as quais dependem do tipo de técnica de projecção utilizada. A prática das quedas faz parte do treinamento sistemático dos judocas, sendo utilizadas com o objectivo de amenizar os efeitos deletérios no organismo, a curto, médio ou longo prazo, provenientes do impacto do corpo do judoca com o tatame.

O tatame é um material específico para a prática do judô, como para outros esportes de combate, o qual tem por objectivo contribuir para a amenização dos efeitos das quedas. Embora haja estudos que apontam os tatames como um dos causadores de lesões em judocas (21, 19, 20, 18, 17), não se encontrou na literatura, nem nas especificações dos fabricantes e/ou representantes de tatames, as características que propiciem ao consumidor conhecer o material que está adquirindo.

Partindo do pressuposto que os diferentes tipos de tatames podem influenciar nas acelerações resultantes do impacto do corpo do judoca com o solo, é que

se realizou este estudo com o objectivo de verificar as acelerações e a duração dos tempos dos impactos sofridos por diferentes segmentos corporais de judocas (mão, quadril e pé) após quedas nos diferentes tipos de tatame, assim como comparar as respectivas acelerações nos diferentes pontos corporais.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram testados sete diferentes tipos de tatame, sendo um de palha (C) e seis sintéticos (A, B, D, E, F, G) com diferentes espessuras (6,0 cm, 4,0 cm, 3,5 cm, 3,8 cm, 3,0 cm, 4,0 cm, 3,2 cm, pela ordem referida), escolhidos intencionalmente. Os testes foram realizados em laboratório por dois judocas, sendo que o “tori” (judoca que projecta) executava a técnica “Ipon-Seoi-Nague”, técnica escolhida por não haver necessidade da utilização do “judogui” (indumentária adequada para a prática do judô), e o “uke” (judoca que é projectado) amortecia a queda com o “Zempo-Kaiten-Ukemi” (Figura 1).

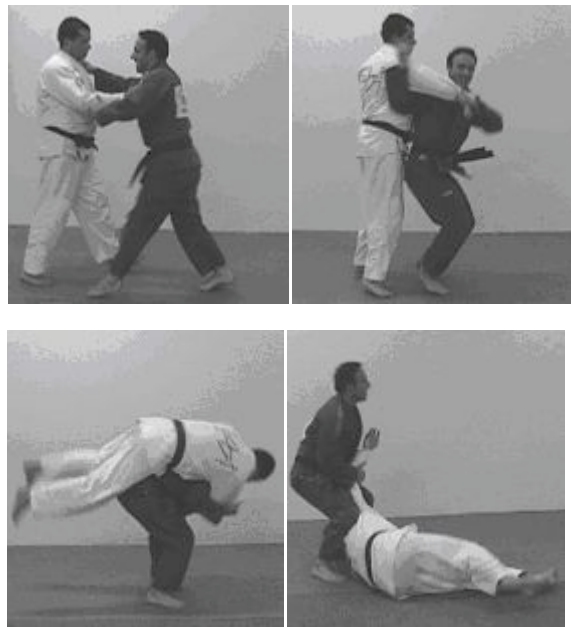


Figura 1. Técnica “Ipon-Seoi-Nague”.

Para quantificar os impactos resultantes das colisões de segmentos corporais do judoca (punho, quadril e tornozelo) contra os tatames, utilizou-se um acelerô-

metro triaxial do Tipo 4321, da Brüel & Kjaer®. O acelerómetro foi fixado com fita adesiva (Figura 2), de forma a evitar o movimento do acelerómetro sobre o local escolhido. Os pontos de fixação foram: no punho, sobre a articulação radioulnar distal esquerda (Figura 2); no quadril, na porção superior da crista ilíaca direita (Figura 3); e na perna, dois centímetros proximais ao maléolo medial esquerdo (Figura 4). O sistema de coordenadas utilizado foi determinado com base na posição do acelerómetro no instante do contato do segmento com o tatame (queda), sendo: sentido vertical para o eixo z, sentido antero-posterior para o eixo y e sentido latero-lateral para o eixo x (Figura 5).



Figura 2. Forma de fixação do acelerómetro no punho

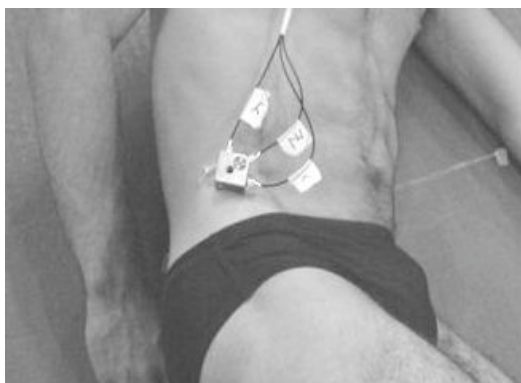


Figura 3. Ponto de fixação do acelerómetro no quadril

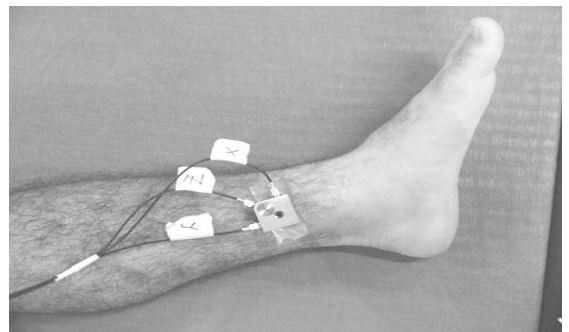


Figura 4. Ponto de fixação do acelerómetro no tornozelo

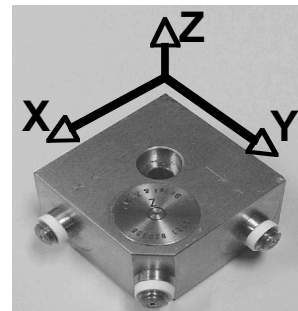


Figura 5. Sistema de referência tridimensional utilizado

Foram obtidos sinais de dez projecções e quedas, com êxito, em cada segmento corporal e em cada um dos sete tipos de tatames, totalizando 210 projecções/quedas. As colectas foram realizadas em diversos dias, organizados em sessões de 10 projecções/quedas com intervalo de um minuto entre elas, duas vezes por semana ao longo de três meses, visando preservar a integridade física dos judocas participantes do estudo. Para a obtenção dos dados foi estipulada uma frequência de aquisição de 5000 Hz e tempo total de aquisição de 4 s para cada projecção/queda.

Os sinais eléctricos gerados no acelerómetro (em mV) pelo impacto dos segmentos com os tatames foram amplificados por pré-amplificadores de carga tipo 2635 da Brüel & Kjaer® e enviados a uma placa de aquisição de dados multicanal CIO-DAS 16/1600 que compreende 16 canais absolutos ou 8 canais

diferenciais, com conversor analógico/digital de 12 bites com um limite de tensão de entrada de , da *Computer Board*[®], tendo sido processados e registrados no software *SAD32*[®] (1977).

Após a realização do estudo piloto, para o qual dois judocas realizaram projecções e quedas nos diferentes tatames com o acelerómetro fixado em diferentes segmentos corporais (punho, quadril e tornozelo), definiram-se os factores de correcção do acelerómetro, via pré-amplificadores, como mostra o Quadro 1. Tanto um divisor resistivo de 1/2, quanto os factores de correcção dos pré-amplificadores, foram necessários para que se evitasse saturação dos sinais, devido aos diferentes tipos de materiais a serem testados e à colocação do acelerómetro em diferentes segmentos corporais.

Quadro 1. Factores de correcção dos pré-amplificadores para aquisição dos sinais via acelerometria.

Seg. Corporal	Tipo de tatame	x (mV)	y (mV)	z (mV)
Punho	"A", "B", "C" e "E"	1	1	3,16
	"D", "F" e "G"	1	10	1
Tornozelo	Todos	10	10	1
Quadril	"B", "C" e "E"	10	100	10
	"A", "D", "F" e "G"	10	10	10

Para quantificar a magnitude do impacto utilizou-se o valor máximo absoluto da aceleração, conforme apresenta a Figura 6, corrigidos pelos factores citados no Quadro 1 e normalizados por 9,81 m/s² (aceleração da gravidade – g).

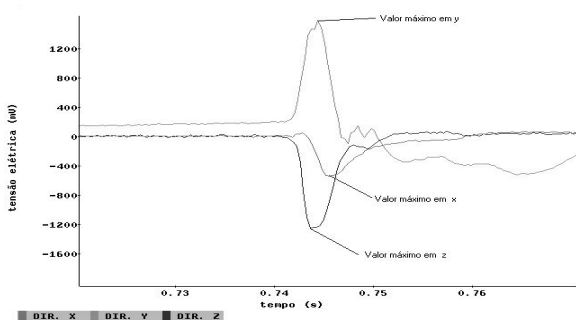


Figura 6. Representação gráfica dos valores de impacto nos eixos x, y e z

Para as análises dos tempos de duração do impacto, os valores em cada eixo (x,y,z) foram obtidos com o seguinte critério: obtenção do tempo inicial e do tempo final de cada curva (Figura 7). O valor de duração do impacto, em cada componente (x, y ou z), resulta da subtracção entre o tempo final e o tempo inicial ($t_f - t_i = ti$).

Os dados foram processados usando a estatística descritiva em termos de média, desvio padrão e coeficiente de variação, assim como a análise de variância (ANOVA) com $p \leq 0,05$.

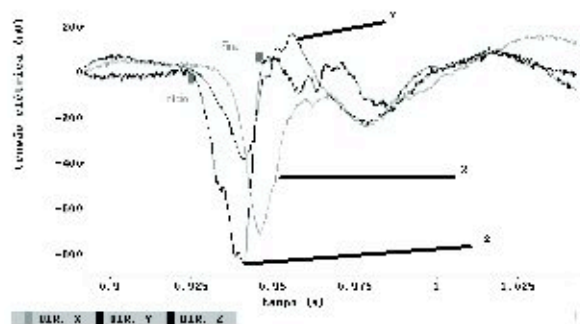


Figura 7. Representação gráfica do critério utilizado para retirar das curvas o factor tempo inicial e tempo final

A partir do atendimento das exigências internacionais de experimentação com humanos (Declaração de Helsínquia de 1975), e legais conforme o que dispõem as Resoluções 196 e 251, de 07/08/97 do Conselho Nacional da Saúde (Brasil), no que concerne ao Comitê de Ética da Universidade Federal de Santa Catarina (processo 055/2000 em 06/09/2000), os dados foram colectados após os atletas assinarem um termo de consentimento informado.

RESULTADOS

Os resultados obtidos referentes às magnitudes das acelerações e tempo de duração dos impactos dos três segmentos corporais (punho, quadril e tornozelo) nos sete diferentes tipos de tatames, estão contidos nos Quadros 2, 3, 4, 5, 6 e 7 a seguir.

Quadro 2. Valores das magnitudes de impacto no PUNHO nos diferentes tatames (eixos x, y e z). Onde: \bar{x} é a média, s é o desvio padrão e CV é o coeficiente de variação

Variáveis		Tatames/Aceleração							
Eixos		A	B	C	D	E	F	G	Média
x	\bar{X} (g)	170,35	202,00	218,27	130,39	155,29	150,16	156,30	168,97
	s (g)	33,49	33,84	39,65	27,14	24,94	31,81	28,70	31,37
	CV (%)	19,66	16,75	18,17	20,82	16,06	21,19	18,36	18,71
y	\bar{X} (g)	63,00	67,97	61,48	39,52	58,73	39,99	64,91	56,51
	s (g)	12,02	10,47	12,00	9,70	12,89	12,42	18,97	12,64
	CV (%)	19,08	15,40	19,53	24,55	21,96	31,05	29,22	22,97
z	\bar{X} (g)	221,69	230,87	300,94	270,74	301,11	231,51	267,05	260,56
	s (g)	22,44	16,31	24,13	19,01	25,80	23,52	30,13	23,05
	CV (%)	10,12	7,06	8,02	7,02	8,57	10,16	11,28	8,89

Quadro 3. Valores do tempo de duração de impacto no PUNHO nos diferentes tatames (eixos x, y e z). Simbologia equivalente à do quadro 2.

Variáveis		Tatames/Tempo de duração do Impacto							
Eixos		A	B	C	D	E	F	G	Média
x	\bar{X} (s)	0,0087	0,0079	0,0060	0,0076	0,0049	0,0086	0,0059	0,0071
	s (s)	0,0009	0,0006	0,0011	0,0012	0,0010	0,0011	0,0006	0,0009
	CV (%)	10,30	7,08	18,09	15,44	20,32	13,30	9,33	13,41
y	\bar{X} (s)	0,0095	0,0079	0,0048	0,0059	0,0043	0,0086	0,0073	0,0069
	s (s)	0,0011	0,0012	0,0007	0,0007	0,0012	0,0015	0,0016	0,0012
	CV (%)	11,85	15,63	15,01	12,73	27,40	16,98	21,80	17,34
z	\bar{X} (s)	0,0117	0,0122	0,0085	0,0057	0,0055	0,0091	0,0079	0,0087
	s (s)	0,0018	0,0015	0,0012	0,0005	0,0007	0,0015	0,0008	0,0011
	CV (%)	15,35	12,35	13,55	8,99	12,80	16,67	9,82	12,79

Quadro 4. Valores das magnitudes de impacto no QUADRIL nos diferentes tatames (eixos x, y e z). Simbologia equivalente à do quadro 2.

Variáveis		Tatames/Aceleração							
Eixos		A	B	C	D	E	F	G	Média
x	\bar{X} (g)	13,41	11,19	14,17	15,26	17,17	18,30	18,79	15,47
	s (g)	1,60	1,53	1,85	2,23	2,05	2,10	2,63	2,00
	CV (%)	11,97	13,69	13,02	14,61	11,92	11,45	14,00	12,95
y	\bar{X} (g)	12,89	5,96	6,64	9,03	8,81	8,83	10,32	8,93
	s (g)	4,19	1,34	0,93	2,08	1,25	2,16	2,64	2,08
	CV (%)	32,49	22,49	13,95	23,00	14,18	24,41	25,53	22,29
z	\bar{X} (g)	12,88	6,65	9,50	17,63	8,00	13,84	16,06	12,08
	s (g)	1,37	0,70	0,66	1,81	1,05	2,02	1,75	1,34
	CV (%)	10,65	10,52	6,98	10,30	13,13	14,60	10,86	11,00

Quadro 5. Valores do tempo de duração de impacto no QUADRIL nos diferentes tatames (eixos x, y e z). Simbologia equivalente à do quadro 2.

Variáveis		Tatames/Tempo de duração do Impacto							
Eixos		A	B	C	D	E	F	G	Média
x	\bar{X} (s)	0,0254	0,0132	0,0148	0,0198	0,0074	0,0189	0,0170	0,0167
	s (s)	0,0031	0,0032	0,0030	0,0040	0,0013	0,0037	0,0027	0,0030
	CV (%)	12,02	24,10	20,63	19,98	17,80	19,46	15,95	18,56
y	\bar{X} (s)	0,0231	0,0247	0,0167	0,0229	0,0095	0,0286	0,0196	0,0207
	s (s)	0,0044	0,0041	0,0024	0,0027	0,0025	0,0039	0,0050	0,0036
	CV (%)	18,91	16,78	14,66	11,75	25,88	13,52	25,60	18,16
z	\bar{X} (s)	0,0235	0,0150	0,0177	0,0222	0,0064	0,0220	0,0128	0,0171
	s (s)	0,0046	0,0029	0,0022	0,0024	0,0018	0,0038	0,0025	0,0029
	CV (%)	19,54	19,24	12,29	10,99	27,83	17,33	19,40	18,09

Quadro 6. Valores das magnitudes de impacto no TORNOZELO nos diferentes tatames (eixos x, y e z). Simbologia equivalente à do quadro 2.

Variáveis		Tatames/Aceleração							
Eixos		A	B	C	D	E	F	G	Média
x	\bar{X} (g)	108,99	111,04	56,77	101,15	118,87	111,30	114,90	103,29
	s (g)	11,19	6,82	7,91	18,68	5,45	10,96	8,03	9,86
	CV (%)	10,27	6,14	13,94	18,47	4,58	9,85	6,99	10,03
y	\bar{X} (g)	94,03	69,93	82,72	48,37	61,21	42,14	60,51	65,56
	s (g)	7,05	11,94	15,61	6,82	9,61	6,72	5,87	9,09
	CV (%)	7,50	17,07	18,87	14,11	15,71	15,94	9,70	14,13
z	\bar{X} (g)	371,37	297,12	349,94	296,01	304,56	159,01	211,11	284,16
	s (g)	47,48	28,84	26,90	46,40	32,83	25,51	34,22	34,60
	CV (%)	12,79	9,71	7,69	15,68	10,78	16,05	16,21	12,70

Quadro 7. Valores do tempo de duração do impacto no TORNOZELO nos diferentes tatames (eixos x, y e z). Simbologia equivalente à do quadro 2.

Variáveis		Tatames/Tempo de duração do Impacto							
Eixos		A	B	C	D	E	F	G	Média
x	\bar{X} (s)	0,0084	0,0115	0,0046	0,0098	0,0077	0,0195	0,0172	0,0112
	s (s)	0,0014	0,0022	0,0013	0,0020	0,0011	0,0031	0,0029	0,0020
	CV (%)	17,16	18,85	29,26	20,07	13,88	16,11	16,67	18,86
y	\bar{X} (s)	0,0075	0,0086	0,0059	0,0079	0,0056	0,0228	0,0198	0,0111
	s (s)	0,0011	0,0011	0,0008	0,0025	0,0009	0,0032	0,0056	0,0022
	CV (%)	14,62	12,34	13,41	31,68	16,36	14,24	28,13	18,68
z	\bar{X} (s)	0,0075	0,0087	0,0060	0,0136	0,0061	0,0224	0,0216	0,0123
	s (s)	0,0009	0,0015	0,0010	0,0028	0,0008	0,0024	0,0027	0,0017
	CV (%)	11,45	17,46	16,08	20,34	13,48	10,70	12,35	14,55

Com relação à comparação das acelerações nos diferentes pontos corporais entre os tatames, nos três eixos, os resultados são apresentados nos Quadros 8, 9 e 10.

Quadro 8. Comparação dos valores de impactos do segmento corporal PUNHO (eixos x, y e z) entre diferentes tatames.

EIXO	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	P
X	entre grupos	6	9522,98	9,48	0,00*
	dentro grupo	63	1004,79		
y	entre grupos	6	1391,61	8,31	0,00*
	dentro grupo	63	167,51		
Z	entre grupos	6	11094,24	20,23	0,00*
	dentro grupo	63	548,54		

* estatisticamente significativo

Quadro 9. Comparação dos valores de impacto no segmento corporal QUADRIL (eixos x, y e z) entre diferentes tatames.

EIXO	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	P
X	entre grupos	6	77,06	18,73	0,00*
	dentro grupo	63	4,11		
y	entre grupos	6	52,79	9,82	0,00*
	dentro grupo	63	5,38		
Z	entre grupos	6	171,90	83,94	0,00*
	dentro grupo	63	2,05		

* estatisticamente significativo

Quadro 10. Comparação dos valores de impacto no segmento corporal TORNOZELO (eixos x, y e z) entre diferentes tatames.

EIXO	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	P
X	entre grupos	6	4504,272	39,53	0,00*
	dentro grupo	63	113,9534		
y	entre grupos	6	3354,736	35,87	0,00*
	dentro grupo	63	93,51304		
Z	entre grupos	6	56092,85	44,30	0,00*
	dentro grupo	63	1266,163		

* estatisticamente significativo

DISCUSSÃO

De acordo com os dados contidos no Quadro 2, constata-se que no punho, os maiores valores de aceleração ocorrem nos tatames “E” (301,11 g) e “C” (300,94 g), ambos no eixo z, e os menores nos tatames “F” (39,99 g) e “D” (39,52 g) ambos no eixo y. De maneira geral, os valores mais altos ocorreram no eixo z, ($\bar{X} = 260,56$ g), os intermediários no eixo x ($\bar{X} = 168,97$ g) e os menores no eixo y ($\bar{X} = 56,61$ g). Quanto ao tempo de duração do impacto (Quadro 3), verifica-se que os menores valores médios foram obtidos no punho, no tatame “E”, nos três eixos (x, y e z), enquanto que as maiores médias ocorreram no tatame “A”, também nos três eixos. Quanto aos valores de aceleração do quadril, com base no Quadro 4, verifica-se que os valores mais altos de aceleração foram obtidos nos tatames “G” (18,79 g) e “F” (18,30 g), no eixo x. De uma maneira geral, foi no quadril que ocorreram os menores valores de aceleração em todos os eixos, sendo o menor valor médio de 5,96 g no eixo y, tatame “B”, e o maior de 18,79 g no eixo x, tatame “G”. Com referência ao tempo de duração de impacto (Quadro 5), os menores tempos, nos três eixos, foram obtidos nos tatames “E” e, os maiores no tatame “A” para os eixos x e z, e no tatame “F” para o eixo y. De forma geral o tatame “E” foi aquele que apresentou menor tempo de impacto e o tatame “A” o maior. Analisando os resultados contidos no Quadro 6, verifica-se que para o tornozelo, o valor de aceleração maior foi obtido no eixo z, no tatame “A” (371,37 g). Enquanto que a menor aceleração foi registrada no eixo y, tatame “F” (42,14 g). Quanto ao tempo de duração do impacto, pode-se verificar que as menores médias foram de: 0,0046 s no tatame “C” (eixo x); 0,0056 s no tatame “E” (eixo y); 0,0060 s no tatame “C” (eixo z). Já os maiores tempos de impacto foram no tatame “F”, em todos os eixos. Muito embora não se tenha encontrado na literatura pesquisada estudos que possam ser comparados com estes dados, parece que existe uma relação entre tempo de impacto e espessura do material, uma vez que os materiais utilizados para esportes com grandes impactos têm que ser mais espessos, como o caso dos colchões utilizados para o salto com vara, dado que os saltadores caem de grandes alturas e colidem a altas velocidades⁽¹²⁾. Deste modo, o tempo

de duração do impacto é aumentado para reduzir as forças de impacto médio a níveis mais seguros. Assim, acredita-se que os tatames que apresentam maior tempo de impacto são mais apropriados para a realização dos “*ukemis*” no Judô.

Utilizando-se como parâmetro o critério de tolerância à aceleração do corpo inteiro no sentido postero-anterior de Macaulay⁽¹¹⁾, o qual afirma que há uma tendência global de que quanto menores as durações dos eventos maiores acelerações o organismo suporta, pode-se afirmar que os valores de tempo de duração de impacto obtidos nos três segmentos corporais avaliados podem ser considerados de curta duração. Por outro lado, os valores das acelerações recebidos pelos judocas, principalmente nos segmentos corporais punho e tornozelo ultrapassam os limites considerados seguros (dependendo do tempo de duração podem chegar a 100 g), estando por vezes as acelerações recebidas pelos judocas acima de 200 g, valores considerados geradores de severas lesões.

Mesmo que o critério de Macaulay⁽¹¹⁾ não apresente o tempo total diário de exposição permitido, como citam as Normas ISO 5349 (1986) e ISO 2631(1985), que trazem o tempo de tolerância limite para as exposições em diferentes frequências e acelerações para mãos e braços e corpo todo, respectivamente, não se podem utilizar estas normas, dado que o fenómeno estudado neste trabalho consiste de impactos causando vibrações transitórias e não periódicas.

Ademais, torna-se difícil afirmar qual o número de impactos que seriam necessários para que causassem lesões em um judoca, pois, por um lado, os “*ukemis*”⁽²²⁾, são destinados a minorar os efeitos da queda, e por outro lado, encontrou-se apenas um estudo que cita números de “*ukemis*” por treino⁽¹⁷⁾, mesmo assim para um grupo heterogêneo de judocas e não para atletas de alto nível.

Além da técnica de amortecimento de quedas, a estrutura do corpo humano tem excelentes propriedades para resistir aos impactos, tanto em termos de articulações e músculos, como com os ossos, sendo que principalmente o osso tem a capacidade de auto-reparo⁽²¹⁾. Deste modo, para que se possa fazer qualquer inferência sobre a capacidade de autoreparo dos biomateriais, deve ser considerado além do número de repetições das quedas, o intervalo entre as repetições e entre as sessões.

Outro factor que também deve ser levado em consideração é a qualidade da técnica do executante, tanto aquele que projecta (“*tori*”) como aquele que é projectado (“*uke*”), pois há estudos que detectaram que o maior número de lesões em competições ocorreram em judocas iniciantes advindos da deficiência técnica^(9,10). Outro estudo⁽²⁰⁾, realizado em judocas catarinenses por um período de 12 meses, identificou que as causas de lesões em treinamentos de 22/42 judocas, foi a não realização dos “*ukemis*” de forma correcta.

Em relação aos sintomas posteriores à prática, em uma investigação diagnóstica⁽¹⁷⁾, foi detectado que mais de um terço (24/86) dos judocas que participaram do estudo, sentem dores no tronco, mais especificamente na região lombar (rins) no dia posterior a um treino com maior número de repetições de “*ukemis*”, do que aqueles executados em média por treino (73,60±42,34 vezes).

No que concerne ao objectivo de comparar as acelerações nos diferentes pontos corporais entre os tatames nos três eixos, quanto aos resultados obtidos no punho (Tabela 1) verifica-se que, pelo menos em um dos tatames, os valores de aceleração foram diferentes dos demais nos eixos *x*, *y* e *z*. Com a aplicação de um teste “post hoc” (*Tukey*) a $p \leq 0,05$, detectou-se que: no eixo *x* o tatame “C” apresentou a maior média dos valores de aceleração e o tatame “D” a menor; não houve diferenças significativas entre as médias dos valores de aceleração do tatame “A” com “B”, “D”, “E”, “F” e “G”; “B” com “C”; “D” com “E”, “F” e “G”; “E” com “F” e “G”, e “F” com “G”; e, em ordem crescente dos valores de aceleração, os tatames podem ser classificados no eixo *x*: “D”, “F”, “E”, “G”, “A”, “B”, “C”. No eixo *y*, o tatame “B” apresentou o maior valor de aceleração, semelhante aos valores de impacto dos tatames “E”, “C”, “A” e “G” que, por sua vez, foram semelhantes entre si; e o tatame “D” o menor valor, equivalente ao do tatame “F”. Independentemente das diferenças significativas, os tatames foram classificados em ordem crescente de valores médios de impacto, para o segmento corporal punho, no eixo *z*, em: “A”; “B”; “F”; “G”; “D”; “C”; e “E”.

Com relação ao quadril, analisando os resultados das comparações (Tabela 2) constata-se que nos três eixos, pelo menos um tatame apresentou valores de

impacto diferentes dos demais. Após o “post-hoc” (Tukey) para cada eixo, detectou-se que: para o eixo x o tatame “G” foi o que apresentou maior valor de aceleração, porém, não diferiu estatisticamente de “F” e “E”; o tatame “B” exibiu o menor valor, mas não diferente do tatame “A” que, por sua vez, foi semelhante aos valores dos tatames “C” e “D”; os tatames “C”, “D” e “E” apresentaram valores de aceleração intermediários, porém, diferentes entre si em ordem crescente. Independentemente dos níveis de significância, em ordem crescente, os tatames foram classificados em termos de aceleração no quadril, eixo x em: “B”; “A”; “C”; “D”; “E”; “F”; e “G”. Para o eixo y o tatame “A” apresentou o maior valor de aceleração, porém, semelhante ao tatame “G”; o tatame “B” foi o menor, mas não diferente dos tatames “C”, “D”, “E” e “F”; retirando-se os extremos (“B” e “A”), os demais tatames exibiram valores de impacto semelhantes. Independentemente das diferenças significativas, os tatames foram classificados em ordem crescente de valores de aceleração para o quadril, no eixo y , em: “B”; “C”; “E”; “F”; “D”; “G”; e “A”. Para o eixo z o tatame “D” apresentou o maior valor de aceleração, contudo semelhante ao tatame “G”; o “B” o menor valor, porém, semelhante ao tatame “E”. Em ordem crescente os valores médios de aceleração, para o quadril eixo z , os tatames apresentam a seguinte classificação: “B”; “E”; “C”; “A”; “F”; “G”; e “D”.

Quanto ao tornozelo, observando o resultado da análise ANOVA na Tabela 3, pode-se afirmar que, em pelo menos um dos tatames, houve diferença significativa em todos os eixos (x , y e z), e com a aplicação do “post-hoc” (Tukey) para cada eixo, verificou-se que no eixo x , o tatame “C” apresentou o menor valor, o “E” o maior valor de aceleração, porém, semelhante aos tatames “A”, “B”, “F” e “G”. Em ordem crescente ficaram classificados em: “C”; “D”; “A”; “B”; “F”; “G”; e “E”. Quanto ao eixo y , o tatame “A” apresentou o maior valor de aceleração e o “F” o menor; não houve diferença significativa entre os tatames “A” com “C”; “B” com “C”, “E” e “G”; “D” com “E”, “F” e “G”, e “E” com “G”; em ordem crescente, independentemente de diferenças significativas, ficaram classificados em: “F”; “D”; “G”; “E”; “B”; “C”; e “A”. Com relação ao eixo z , o tatame “A” apresentou o maior valor de aceleração e o “F” o menor; não houve diferença entre: os tata-

mes “A” com “C”; “E” com “B”, “C” e “D”. Em ordem crescente, independentemente das diferenças serem significativas, os tatames ficaram classificados em: “F”; “G”; “D”; “B”; “E”; “C”; e “A”.

Para o tornozelo, os valores mais altos foram encontrados nos tatames “A” (eixos y e z) e “E” (eixo x), e os mais baixos nos tatames “C” (eixo x) e “F” (eixos y e z). Com base nas comparações anteriores, pode-se sintetizar que nos eixos x , y e z , respectivamente, os valores mais altos para o punho foram obtidos nos tatames “C”, “B” e “E”, para o quadril foram os tatames “G”, “A” e “D” e, para o tornozelo, os tatames “E”, “A” e “A”.

Vale ressaltar que os valores das magnitudes de impactos foram apresentados e discutidos apenas por eixo, não apresentando a resultante das forças de aceleração, tendo em vista que o fenômeno estudado apresenta tempos diferenciados em cada eixo. Este fato pode ser justificado em virtude do movimento proporcionado entre o acelerômetro e os tecidos moles (pele) do judoca.

Muito embora não se tenham encontrado referências bibliográficas para comparar os resultados obtidos, tendo em vista a metodologia adotada na qual judocas realizam “ukemi” em diferentes tatames, encontrou-se um estudo⁽¹³⁾ onde foi analisado o coeficiente de restituição e as acelerações em diferentes tipos de tatames, por meio de ensaio mecânico. Este estudo apontou que tatames que apresentaram maiores valores de coeficientes de restituição também apresentaram menores valores de impacto, ou seja, enquanto o impacto apresenta uma relação mais forte com a deformação (maciez) o coeficiente de restituição tem uma relação com a capacidade de resiliência. Este fato contribuiu para se deduzir que os resultados deste estudo ratificam as colocações de McGinnis⁽¹²⁾, quando ele relata que pode existir uma relação entre tempo de impacto e espessura do material. Portanto, mesmo sendo altos os valores de aceleração obtidos, dentro dos diferentes tipos de tatames estudados, os mais espessos apresentaram menores valores de aceleração.

CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos, no referencial teórico e respeitando as limitações do estudo, conclui-se que:

- a) os valores de aceleração, nos diferentes pontos do corpo do judoca, registados por acelerómetro, foram altos, principalmente no punho e no tornozelo, no eixo z (vertical). Por outro lado, o segmento quadril foi o que apresentou os menores valores de aceleração;
- b) tanto os maiores valores de aceleração como a direcção destes, serviram para ratificar a importância do “*ukemi*” na amenização dos efeitos dos impactos, haja em vista que a área de maior massa e consequentemente com maior número de órgãos internos, apresentou menores acelerações;
- c) quanto maior o tempo de contacto do segmento corporal com o material, menor foi o valor da aceleração, sendo os tatames “A”, “B” e “F” os que mais apresentaram tais características, sendo também os mais espessos dos tatames em estudo.
- Face aos altos valores de aceleração obtidos, vale ressaltar a necessidade de tatames com propriedades visco-elásticas mais apropriadas para as características dessa modalidade, visando a integridade física do judoca, a curto, a médio e a longo prazo.

CORRESPONDÊNCIA

Saray Giovana dos Santos

Universidade Federal de Santa Catarina

Laboratório de Biomecânica, CDS

Campus Universitário da Trindade, Florianópolis,
Santa Catarina, Brasil

CEP: 88040-900 Telefone: (+48) 3331-8530

e-mail: saray@cds.ufsc.br

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Chang YH, Hamerski CM, Kram R (2001). Applied horizontal force increases impact loading in reduced-gravity running. *J Biomech* 34: 679-685.
2. Dufet JS, Bates BT (1991). Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Med* 12(5): 326-337.
3. Frost HM (1971). *An introduction to biomechanics*. 2 ed. Springfield: Charles C. Thomas.
4. Gerberich SG, Luhmann S, Finke C, Priest JD, Beard BJ (1987). Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. *Phys SportsMed* 15(8): 75-79.
5. Gottschall JS, Kram R (2005). Ground reaction forces during downhill and uphill running. *J Biomech* 38: 445-452.
6. International Standard. *Evaluation of human exposure to whole-body vibration*. Part 1: General requirements. ISO 2631/1.1985.
7. International Standard. *Mechanical vibration – Guidelines for the measurement and the assessment of human exposure to hand-transmitted vibration*. ISO 5349/1986.
8. Lasserre R (1975). *Judo: manual prático*. São Paulo: Editorial Mestre Jou.
9. Lima AGT, Nogueira JIC, Rocha VM (1998). Incidência de lesões em judocas amadores. *Anais do Congresso de Educação Física de Países de Língua Portuguesa*, vol 6: 280.
10. Lima AGT, Nogueira JIC, Rocha VM (1998). Incidência de lesões em judocas do sexo feminino. *Anais da Reunião Anual da SBPC*, vol 50: 272.
11. Macaulay M (1987). *Introduction to impact engineering*. London: Chapman and Hall.
12. McGinnis PM (2002). *Biomecânica do esporte e exercício*. Porto Alegre: Artmed.
13. Melo SIL, Santos SG, Cinelli MJ, Borges Júnior NG, Heidrich RM (2004). Características mecânicas de tatames utilizados no judô. *Rev Bras Educ Fis Esp* 18(3): 227-238.
14. Richie DH, Kelso SF, Bellucci PA (1985). Aerobic dance injuries: a retrospective study of instructors and participants. *Phys SportsMed* 13(2): 130-140.
15. Sacco ICN, Takahasi HY, Vasconcellos AA, Suda EY, Bacarin TA, Pereira CS, Battistella LR, Kavamoto C, Lopes, JAF, Vasconcelos JCP (2004). Influência de implementos para o tornozelo nas respostas biomecânicas do salto e aterrissagem no basquete. *Rev Bras Med Esporte* 10(6): 447-452.
16. Santos INS. Análise dinâmica do salto para o bloqueio no voleibol (2001). Dissertação de Mestrado em Ciência do Movimento Humano – Biomecânica. Universidade do Estado de Santa Catarina.
17. Santos SG, Melo SIL (2003). Os “ukemis” e o judoca: significado, importância, gosto e desconforto. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum* 5(2): 33-43.
18. Santos SG, Shigunov V (2001). Percepção do atleta sobre as causas de suas lesões. *Fiep Bull* 16: 273.
19. Santos SG, Duarte MFS, Melo SIL (2000). Percepção de conforto corporal em judocas frente aos impactos (“ukemis”) no judô. *Anais do Simpósio Internacional de Ciências do Esporte*, vol 23: 164.
20. Santos SG, Duarte MFS, Galli ML (2001). Estudos de algumas variáveis físicas como fatores de influência nas lesões em judocas. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum* 3(1): 42-54.
21. Santos SG, Esteves AC, Oliveira VHF, Chagas L (2005). Magnitudes de impactos das cortadas e bloqueios associados com lesões em atletas de voleibol. *Lecturas: Educ Fis Deportes* 10(87): 1-4.
22. Serra C. A kinetic analysis of the one-arm shoulder throw by judo players of varying skill levels (1993). Dissertation (Máster of Science) – Department of Physical Education, Slippery Rock University.
23. Wakeling JM, Nigg BM (2000). Un supporto per l’arco. (The use of orthotics during physical activities, in Italian). *Sport Med* 5: 33-35.